

FACULTÉ DE MÉDECINE DE PARIS

ANNÉE 1934

THÈSE

N^o
732

POUR

LE DOCTORAT EN MÉDECINE

(Diplôme d'État)

PAR

Georges MOULLE

Ancien Externe des Hôpitaux
Né à Montluçon (Allier), le 7 septembre 1909

DE LA MÉTHODE

DANS

L'EXAMEN RADIOLOGIQUE
DU POUMON

(Technique de la Radiographie pulmonaire sans la Stéréoradiographie)

Président : M. STROHL, *Professeur*

PARIS

AMÉDÉE LEGRAND, ÉDITEUR

93, BOULEVARD SAINT-GERMAIN, 93

1934

FACULTÉ DE MÉDECINE DE PARIS

ANNÉE 1934

THÈSE

N° —

POUR

LE DOCTORAT EN MÉDECINE

(Diplôme d'État)

PAR

Georges MOULLE

Ancien Externe des Hôpitaux

Né à Montluçon (Allier), le 7 septembre 1909

DE LA MÉTHODE

DANS

L'EXAMEN RADIOLOGIQUE
DU POUMON

(Technique de la Radiographie pulmonaire sans la Stéréoradiographie)

Président : M. STROHL, *Professeur*

PARIS

AMÉDÉE LEGRAND, ÉDITEUR

93, BOULEVARD SAINT-GERMAIN, 93

1934

I. — PROFESSEURS

MM.

Anatomie	ROUVIÈRE.
Physiologie	Léon BINET.
Physique médicale	STROHL.
Chimie médicale	DESCREZ.
Bactériologie	Robert DEBRÉ.
Parasitologie et histoire naturelle médicale	BRUMPT.
Pathologie médicale et générale	BAUDOUIN.
Pathologie chirurgicale	CHEVASSU.
Anatomie pathologique	ROUSSY.
Histologie	CHAMPY.
Pharmacologie et matière médicale	TIFFENEAU.
Thérapeutique	LOEPER.
Hygiène et médecine préventive	TANON.
Médecine légale	BALTHAZARD.
Histoire de la médecine et de la chirurgie	LAIGNEL-LAVASTINE
Pathologie expérimentale et comparée	FIESSINGER.
Hydrologie thérapeutique et climatologie	Maurice VILLARET.
Clinique médicale	BEZANÇON.
	CARNOT.
	CLERC.
	Marcel LABBÉ.
Hygiène et clinique de la première enfance	LEREBoullet.
Clinique des maladies des enfants	NOBÉCOURT.
Clinique des maladies mentales et des maladies de l'encéphale	H. CLAUDE.
Clinique des maladies cutanées et syphilitiques	GOUGEROT.
Clinique des maladies du système nerveux	GULLAIN.
Clinique des maladies infectieuses	LEMIERRE.
	CUNÉO.
Clinique chirurgicale	GOSSET.
	GRÉGOIRE.
Clinique ophtalmologique	LENORMANT.
Clinique urologique	TERRIEN.
	MARION.
	BRINDEAU.
Clinique d'accouchements	COUVELAIRE.
	JEANNIN.
Clinique gynécologique	PROUST.
Clinique chirurgicale infantile et orthopédie	OMBRÉDANNE.
Clinique thérapeutique médicale	RATHERY.
Clinique oro-rhino-laryngologique	LEMAITRE.
Clinique thérapeutique chirurgicale	Pierre DUVAL.
Clinique propédeutique	SERGENT.
Clinique de la Tuberculose	N...
Clinique chirurgicale orthopédique de l'adulte	MATHIEU.
	HOVELACQUE.
Professeurs sans chaire	MULON.
	OLIVIER.
	VERNE.



II. — AGRÉGÉS EN EXERCICE

MM.

BÉNARD (Henri).. Pathologie médicale.
 BERNARD Étienne. Pathologie médicale.
 BOULIN Pathologie médicale.
 BULLIARD Histologie.
 CATHALA..... Pathologie médicale.
 CHEVALLIER ... Pathologie médicale.
 DOGNON..... Physique.
 FEY..... Urologie.
 GALLIARD Parasitologie.
 GASTINEL..... Bactériologie.
 DE GAUDART D'ALLAINES. Pathologie
 chirurgicale.
 GAYET..... Physiologie.
 GIROUD Histologie.
 HAGUENAU Pathologie médicale.
 HALPHEN..... Oto-rhino-laryngologie.
 HAZARD Pharmacologie.
 HUGUENIN..... Anatomie pathologique.
 JOANNON Hygiène.
 LABBÉ (Henri) ... Chimie biologique.
 LACOMME..... Obstétrique.

MM.

LANTUÉJOUL... Obstétrique.
 LAROCHE (Guy) .. Pathologie médicale.
 LEMAIRE Pathologie expérimentale.
 LEVEUF..... Pathologie chirurgicale.
 M^{me} J. LÉVY Pharmacologie.
 LÉVY-VALENSI.. Neurologie et Psychiatrie.
 MOREAU..... Pathologie médicale.
 MOULONGUET .. Pathologie chirurgicale.
 MOUQUIN Pathologie médicale.
 OBERLING Anatomie pathologique.
 PETIT-DUTAILLIS Pathologie chirurgicale.
 PIÉDELIÈVRE... Médecine légale.
 PORTES..... Obstétrique.
 RICHT Physiologie.
 SANNIÉ Chimie biologique.
 SÉNÈQUE Pathologie chirurgicale.
 TROISIÈRE..... Pathologie expérimentale.
 TURPIN..... Pathologie médicale.
 VIGNES Obstétrique.
 WILMOTH..... Pathologie chirurgicale.

III. — AGRÉGÉS RAPPELÉS A L'EXERCICE

pour le service des examens

MM.

ALGLAVE Pathologie chirurgicale.
 BUSQUET..... Pharmacologie.
 CHAILLEY-BERT. Physiologie.

MM.

LEROUX Anatomie pathologique.
 NEVEU-LEMAIRE Parasitologie.
 ZIMMERN Physique.

IV. — AGRÉGÉS CHARGÉS DE COURS DE CLINIQUE ANNEXE

à titre permanent.

MM.		MM.	
ABRAMI.....	} Clinique médicale.	BASSET.....	} Clinique obstétricale.
ALAJOUANINE..		BROCQ.....	
AUBERTIN.....		CADENAT.....	
BRULÉ.....		GATELLIER....	
CHABROL.....		HEITZ-BOYER..	
CHIRAY.....		MOCQUOT.....	
DONZELOT.....		MOURE.....	
DUVOIR.....		QUENU.....	
HARVIER.....		SCHWARTZ.....	
LIAN.....		VELTER.....	
PASTEUR-VALLERY- RADOT.....			
SÉZARY.....			
MM.			
ECALLE.....	} Clinique chirurgicale.		
GUÉNIOT.....			
LE LORIER.....			
LÉVY-SOLAL....			
METZGER.....			

V. — CHARGÉS DE COURS

MM.	
CHAILLEY-BERT, agrégé.....	Éducation physique.
LEDOUX-LEBARD.....	Radiologie clinique.
WEIL-HALLÉ.....	Puériculture.

Par délibération en date du 9 décembre 1798. l'Ecole a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui seront présentées, doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner aucune approbation ni improbation.

A MON PÈRE

A MA MÈRE

A MA FEMME

A MON FILS

MEIS ET AMICIS

A MON PRÉSIDENT DE THÈSE

M. LE PROFESSEUR STROHL

Professeur de Physique Médicale
à la Faculté de Médecine de Paris

*En remerciement pour l'honneur
qu'il me fait en acceptant la prési-
dence de cette thèse.*

A MES MAITRES DANS LES HOPITAUX

PROFESSEUR LEJARS (*in memoriam*)

PROFESSEUR WIDAL (*in memoriam*)

M. LE PROFESSEUR AGRÉGÉ HARVIER

M. LE DOCTEUR GRENET

M. LE PROFESSEUR AGRÉGÉ LARDENNOIS

M. LE DOCTEUR LOUSTE (*in memoriam*)

M. LE DOCTEUR FÉLIX RAMOND

M. LE PROFESSEUR AGRÉGÉ MOUQUIN

M. LE DOCTEUR RENÉ BÉNARD

M. LE DOCTEUR GEORGES MAINGOT

A MES MAITRES EN ELECTRO-RADIOLOGIE

M. LE DOCTEUR GEORGES MAINGOT

Electroradiologiste de l'Hôpital Laënnec

M. LE DOCTEUR J. BELOT

Electroradiologiste de l'Hôpital Saint-Louis

M. LE PROFESSEUR AGRÉGÉ ZIMMERN

Directeur de l'Institut Municipal d'Electro-Radiologie

INTRODUCTION

C'est dans le laboratoire d'électro-radiologie de l'hôpital Laënnec que nous avons élaboré cette thèse.

Toutes les notions sur la méthode d'examen radiologique du poumon sont celles qu'enseigne notre maître le docteur MAINGOT. Acquisées près de son éminent maître le docteur Antoine BÉCLÈRE, il les a développées au cours de ses nombreux examens des malades de « Laënnec », le centre français et peut-être mondial le plus important de la lutte contre la tuberculose. Les nombreux élèves du docteur MAINGOT savent quelle importance il attache à la méthode dans tout examen radiologique et ils expérimentent par la suite combien la connaissance de ses méthodes leur facilite la tâche souvent ingrate du radiologiste.

Nous remercions le professeur ZIMMERN, le docteur GUNSETT, le docteur CHANTRAINE et le docteur LEPAGE qui nous ont fait profiter de leur expérience de la radiographie pulmonaire.

La plus grande partie des renseignements sur l'appareillage radiologique nous ont été très aimablement fournis par le docteur MAINGOT.

blement fournis par Monsieur Jean MASSIOT qui a toujours mis ses puissants générateurs triphasé et à condensateur à notre entière disposition.

Nous remercions le docteur VAN DER PLAATS et Monsieur BOTTIAUX des laboratoires Philipps, Monsieur BRUNET de la firme Gevaert, Messieurs QUATREMAIN et de FONTCOMPRÉ de la C^{ie} Générale de Radiologie qui nous ont fourni de nombreux renseignements d'ordre technique.

Il faut bien avouer, et c'est là une notion capitale, encore que toute neuve et sans doute insuffisamment acceptée, que pour les lésions initiales, telles que nous allons les comprendre et les décrire, les signes radiologiques représentent à peu près la seule ressource de notre examen, les autres étant souvent défailants, comme nous le verrons à ce moment.

Débuts et arrêts de la Tuberculose pulmonaire.

Professeur LÉON BERNARD.

Le poumon a tiré un grand profit de la découverte de RÖNTGEN. Les rayons X le traversent facilement et sont absorbés en proportion notablement plus forte par les organes qui l'entourent. D'où sur l'écran ou sur le film une clarté qui contraste avec les opacités cardiaque, vertébrale et costale.

Sur ce fond clair d'un poumon normal, les condensations intra-thoraciques, au-dessus d'un certain seuil, tranchent par leur opacité. Or, il n'est pas douteux, à l'heure actuelle, que, dans le dépistage des lésions, le seuil radiologique est inférieur au seuil stéthacousique. D'où le développement intensif du radiodiagnostic pulmonaire. En dehors même des services de phtysiologie et des dispensaires, ce dernier a conquis la pratique médicale journalière. Nombreux sont les praticiens possesseurs d'un appareil de radiodiagnostic qui contrôlent ou précisent leur examen clinique par un examen aux rayons X. Cela rend évidemment de grands services, mais il est des règles à observer dans tout examen vraiment sérieux d'un poumon suspect.

CHAPITRE PREMIER

EXAMEN RADIOLOGIQUE DU THORAX

Deux procédés d'investigations par les rayons X sont à la disposition du médecin : l'examen radioscopique et l'impression d'une radiographie.

L'examen radioscopique ne nécessite qu'un appareillage de faible puissance. Il permet l'étude de la statique thoracique. Lui seul permet l'étude de la cinématique thoracique. Par contre, il ne montre que les grosses anomalies de la transparence pulmonaire. Sa valeur est uniquement fonction des qualités d'observation et d'interprétation de celui qui le pratique.

La radiographie nécessite un appareillage plus puissant. Elle donne une idée exacte de la transparence pulmonaire. Elle est impersonnelle et sa valeur réside dans la perfection de la technique.

Comme l'examen clinique, l'examen radiologique du poumon doit se pratiquer selon une méthode immuable :

L'examen radioscopique est indispensable. Il néces-

site une adaptation de l'œil. Celle-ci s'obtient par un séjour d'un quart d'heure à vingt minutes environ dans la salle faiblement éclairée (1).

La durée d'adaptation varie avec chaque personne.

La radioscopie se pratique avec une intensité de deux à 4 milliampères selon la fluorescence de l'écran utilisé sous une tension de 80 à 100 kV., selon la corpulence du sujet examiné.

Elle permet l'étude de la *statique thoracique*.

L'examen de l'ensemble du thorax confirme l'aspect morphologique du sujet : c'est un bréviligne au thorax bref mais large avec cœur horizontal ou un longiligne à thorax long mais étroit avec cœur en goutte ou un médioligne intermédiaire des deux précédents.

Une fois le type architectural du sujet déterminé, il est facile d'apprécier :

Une rétraction ou une ampliation d'un hémithorax par rapport à l'autre, une déviation vertébrale, une obliquité costale qui peut varier de la côte horizontale avec augmentation des espaces intercostaux du thorax emphysémateux à la côte très oblique avec disparition presque complète des es-

(1) A l'hôpital Laënnec, ce faible éclairage est obtenu en lumière jaune grâce à des lampes sous-voltées. Les murs des salles de radiodiagnostic sont de teinte marron. A l'hôpital Saint-Louis, l'adaptation se fait en lumière bleue et les murs des salles de radiodiagnostic sont bleues. En réalité, la teinte de l'éclairage importe peu pour l'adaptation. Ce qu'il faut, c'est que la lumière ne vienne pas frapper directement l'œil du radiologiste qui s'adapte, mais qu'elle soit diffusée par le sol ou le plafond.

paces des vieilles scléroses pleuro-pulmonaires (1), une déviation de l'opacité cardiaque ou de la clarté trachéale.

Après la statique, la radioscopie doit examiner *la cinématique thoracique*.

Seule la radioscopie nous dévoile le mouvement intra-thoracique et c'est dire la minutie qui doit accompagner cette phase de l'examen.

Mouvements du cœur, amplitude des battements des gros vaisseaux de la base, déplacement du diaphragme avec déformation des coupoles qui peuvent l'accompagner, variabilité des images avec le temps respiratoire ou la toux, état des sinus costo-diaphragmatiques et cardio-diaphragmatiques, autant de renseignements que fournit l'étude de la cinématique.

Affolement des battements du cœur, balancement respiratoire du médiastin, phénomène de bascule des coupoles diaphragmatiques, expansion d'un moignon pulmonaire, autant de signes de cinématique qu'il importe souvent de rechercher avec attention.

Après la statique et la cinématique thoraciques il reste à étudier la *transparence pleuro-pulmonaire*.

Chez un sujet normal la radioscopie montre les grosses arborisations broncho-vasculaires partant du hile. Le reste des champs pulmonaires est clair. Contrairement à l'opinion de Jacques STÉPHANI,

(1) Pour l'appréciation des déformations costo-vertébrales, le sujet doit être placé le dos contre l'écran.

nous ne pensons pas que l'œil du radiologiste puisse « distinguer les battements des petites arborisations broncho-vasculaires ». Celles-ci ne sont pas visibles radioscopiquement.

Chez un malade, parfois la radioscopie permet de distinguer une plage opaque, plage que le plus souvent elle délimite mal. Cette plage semble d'opacité homogène et la radiographie va montrer au contraire qu'elle est constituée par un semis de petites taches. Parfois la radioscopie fait conclure à une image thoracique normale et la radiographie montre l'existence de nombreuses taches.

Dans ses limites de visibilité, la radioscopie a sur la radiographie l'avantage de montrer rapidement les variations de l'image avec l'incidence, la respiration, la toux. Mais la radioscopie ne met en évidence que les grosses anomalies de la transparence pulmonaire et elle doit, dans tout examen sérieux, être suivie par la prise de radiographies.

Il est logique de commencer par l'examen radioscopique car, dans les cas où il montre une lésion, il permet également de déterminer l'incidence sous laquelle elle est le plus évidente. Impressionnée sous cette incidence la radiographie détermine plus exactement les limites de la lésion.

Dans les cas où la radioscopie reste muette, plus grande est la nécessité d'un cliché. Il va montrer la fine lésion qui échappait à l'œil du radioscopiste, aussi exercé soit-il. La plus grande sensibilité de la radiographie tient à ce qu'à la lumière l'acuité vi-

suelle est beaucoup plus grande qu'à faible éclairément.

Les détails d'une radiographie, nettement visibles à la lumière du négatoscope, n'apparaissent pas à la lueur de l'écran radioscopique.

Seule la radiographie permet l'étude de la transparence pleuro-pulmonaire.

Récemment, à une réunion de la société de Radiologie Médicale de France, DELHERM et THOYER-ROZAT communiquent leur rapport sur « l'intérêt des examens radiologiques systématiques pour le dépistage de la tuberculose pulmonaire ». L'une de leurs conclusions, parfaitement adoptée par BELOT, Bouchacourt, LEDOUX-LEBARD et MAINGOT insiste sur « l'insuffisance dans la plupart des cas de l'examen à l'écran qui doit être suivi de la prise d'une radiographie ».

Chaque fois qu'un Thorax semble cliniquement suspect de par les antécédents personnels ou familiaux, de par l'existence d'oscillations thermiques inexplicables et à plus forte raison de par la présence de signes attirant directement l'attention sur l'appareil pleuro-pulmonaire, il est nécessaire de joindre une radiographie aux renseignements donnés par l'examen à l'écran. Seule la radiographie permet un diagnostic précoce de l'affection pulmonaire.

La radiographie a un autre avantage : elle est un document automatiquement obtenu comparable à un document antérieurement établi. Ainsi envisagée, l'exploration aux rayons X n'est plus un acte unique

et accidentel pendant l'évolution d'une tuberculose mais un contrôle presque constant. Pratiquée à intervalles réguliers et dans des conditions satisfaisantes, elle ajoute à tous les avantages celui d'enregistrer les états successifs du malade, c'est-à-dire celui de préciser l'évolution même de la maladie. « Au cours d'une tuberculose, les radiographies en série font partie des fiches du malade, dit Maingot. »

Mais tous les clichés de poumon sont loin d'avoir la même valeur et la technique de la radiographie pulmonaire demande à être envisagée jusque dans ses plus petits détails.

« Il est capital, dit GUNSETT, que le cliché radiographique obtenu soit de qualité impeccable, aussi impeccable que la technique moderne le permet. Il faut que le film radiographique nous renseigne sur toutes les lésions existantes, en les mettant toutes en valeur et en n'effaçant aucune. Il faut, en outre, qu'il n'ajoute pas aux lésions réellement existantes des images trompeuses qui ne répondent pas à la réalité. »

Il est évident qu'il ne peut y avoir une seule technique de radiographie pulmonaire. Certains facteurs doivent par exemple varier avec l'embonpoint du sujet et ne sont évidemment pas les mêmes selon qu'il s'agit d'un enfant ou d'un adulte bréviligne. La technique n'est pas non plus la même selon qu'il s'agit de mettre en évidence une lésion discrète ou de fouiller un bloc compact dans lequel on veut apprécier la part respective de la plèvre et du poumon.

Effectivement, de grosses divergences existent actuellement dans la méthode, mais il est dommage de constater que certains auteurs ont tendance à en faire plus une question d'école qu'une question d'intérêt clinique.

Par contre, il est nécessaire, dans des conditions cliniques semblables, d'unifier autant que possible la technique. Seuls sont comparables des clichés pris dans les mêmes conditions de tension, de pose, de distance, ampoules-écran. Ils présentent la même richesse en détails, la même valeur de contraste. Au contraire, une radiographie de poumon normal faite sous 40 kV. est déconcertante comparée à une radiographie du même poumon faite sous 120 kV. Pour un observateur non prévenu, la première paraît pathologique quand il la compare à la seconde. De même, les radiographies faites avec une seconde de pose ou avec une distance ampoule-écran de 80 cms. sont très difficilement comparables à celles du même sujet faites avec $4/100^e$ de seconde de pose ou avec une distance ampoule-écran de 1 m. 60.

Il convient d'unifier la technique afin que la limite du normal et du pathologique soit la même pour toutes les radiographies du poumon.

CHAPITRE II

ANATOMIE RADIOLOGIQUE DU POUMON

LES ARBORISATIONS PULMONAIRES

Avant d'étudier l'influence des divers facteurs dans la technique, il convient de voir les bases sur lesquelles celle-ci doit s'appuyer. C'est de ces bases qu'il est judicieux de tirer l'importance et l'ordre de grandeur de chacun des facteurs.

L'anatomie radiologique du poumon a été étudiée par de nombreux auteurs. En France, Antoine BÉCLÈRE, DELHERM et CHAPERON, GARCIN, SERGENT et BORDET, BEZANÇON et AZOULAY, Armand DELILLE et LESTOCQUOY ont publié des études expérimentales extrêmement complètes. Toutes les techniques actuelles peuvent donner de bonnes images des organes entourant le poumon, mais toutes ne donnent pas la même richesse ni la même finesse à son image propre : les Arborisations pulmonaires.

A quel substratum anatomique rapporter les arborisations pulmonaires que la radiographie révèle

comme un des traits essentiels de l'image normale du poumon ? Telle est la question à élucider avant d'approfondir la technique.

GARCIN a étudié de façon très complète la nature des arborisations pulmonaires. Pour certains auteurs ces arborisations sont dues à la projection des bronches. Pour d'autres, dont Barjon elles sont dues à la projection des vaisseaux. Le raisonnement tenu par Barjon est le suivant : Entre deux tubes d'égales dimensions, l'un plein de gaz, l'autre plein de sang, le plus opaque aux rayons doit être celui rempli de sang. Leur projection sera une image claire pour la bronche, une image sombre pour les vaisseaux. L'observation de l'image claire trachéale et de l'image sombre aortique vérifie cette hypothèse. Pour CLUZET, comme pour MAINGOT, les vaisseaux jouent peut-être le rôle principal, mais les parois des bronches ne sont pas toujours complètement transparentes et participent au contraire à l'image pulmonaire. Il semble, dit CLUZET, qu'en certaines régions des radiographies l'opacité des bronches ne puisse être mise en doute. On constate sur toutes les épreuves fournies par des sujets normaux des ombres qui paraissent devoir être attribuées aux parois bronchiques : ce sont des couronnes obscures à contours circulaires ou elliptiques qui ont l'aspect de la section transversale d'une bronche. A côté d'elles on peut voir une petite tache plus noire qui paraît être due à la section d'un vaisseau pulmonaire. Si l'on voit en coupe l'ombre de la bronche à côté de l'ombre vasculaire, on doit

admettre que les arborescences peuvent être dues à l'addition de ces deux ombres dont les vaisseaux et la bronche sont superposés. »

GARCIN n'admet pas que la couronne obscure qui limite le champ clair soit vraiment l'image de la section de la paroi bronchique. « Malgré leur grande épaisseur, dit-il, les parois de la trachée ne sont visibles que sur les bords et, à partir du hile, les parois des bronches sont inappréciables. Pourquoi en serait-il autrement pour les bronches secondaires ? »

Du reste :

« En examinant attentivement une radiographie de l'arbre bronchique injecté, on constate la présence d'un grand nombre de taches claires rondes ou elliptiques, limitées par une couronne obscure. Cette opacité annulaire ne peut ici être attribuée à la section d'une bronche puisque l'arbre bronchique est injecté. »

GARCIN compare ces images produites par les rayons X filtrant à travers l'arbre bronchique à celles produites sur le sol par les rayons du soleil filtrant à travers un arbre feuillu.

Après de nombreuses expériences sur l'arbre bronchique du cadavre (injection opaque, insufflation) GARCIN peut conclure :

« Les arborisations opaques sont bien l'image de l'arbre vasculaire. Ces arborisations sont d'autant plus nettes que le poumon est plus aéré.

Les arborisations bronchiques sont claires. Fondues dans la clarté pulmonaire, elles sont invisibles

sur un poumon bien aéré. Pour apparaître, il leur faut le contraste d'une opacité. »

La pratique toute récente de l'*angiopneumographie* sur l'homme confirme sur le vivant les conclusions de GARCIN.

Lopo de CARVALHO, Egas MONIZ, et Alun SALHANDRA de Lisbonne réussissent à porter une substance opaque à haute concentration (8 à 10 cm³ d'iodure de sodium à 120 %) dans la veine cave supérieure et même dans l'oreillette droite. Ils utilisent pour cela une sonde opaque aux rayons introduite dans la médiane basilique et poussée lentement sous examen radioscopique jusqu'à l'extrémité inférieure de la veine cave supérieure ou même l'intérieur de l'oreillette.

L'*angiopneumographie* permet aux auteurs portugais d'aller plus loin encore dans la confirmation de la théorie vasculaire des arborisations pulmonaires.

« A chaque onde systolique, une charge additionnelle de sang se répand de proche en proche dans tout le système inférieur et il existe à chaque instant dans les vaisseaux pulmonaires des segments plus ou moins remplis de liquide. Ce doit être une des causes de l'irrégularité du dessin pulmonaire à laquelle on peut ajouter la disposition différente des vaisseaux par rapport à la direction des rayons. Les rayons qui traversent les vaisseaux dans la position axiale projettent une ombre plus dense sur le film que s'ils les traversaient dans la position transversale.

« Il y a naturellement toute une échelle de tons entre ces deux limites suivant la position des vaisseaux. »

L'IMAGE RADIOGRAPHIQUE DU POUMON EST UNE
IMAGE PAR SOMMATION

Les vaisseaux, en effet, se dirigent en tous sens, se superposent les uns aux autres. La radiographie n'est malheureusement que leur projection sur un plan. L'image obtenue sur le film n'est pas une image réelle, mais une image complexe due à la superposition de plusieurs foyers d'ombre : c'est une *image de sommation*.

FRANKE de Hambourg et MEYER de Neuchâtel ont parfaitement mis en évidence l'importance des images par sommation en radiographie pulmonaire.

Leurs expériences sont réalisées avec des pois et du riz sec ou gonflé à l'eau dont la composition chimique se rapproche de celle des tissus mous du corps humain. Ils disposent ces substances sur un nombre variable de couches et prennent des radiographies.

« Nous pouvons admettre, dit FRANKE, que le
« poumon est composé d'un grand nombre de petits
« éléments dont la forme ressemble fort aux corps
« de notre expérience. Tous ces petits corps assez
« égaux entre eux ne peuvent pas être reproduits
« isolément par les rayons X, mais ils sont reproduits

« dans leur ensemble par suite de leur superposition. »

Après Von DEHM de Leningrad et Mlle WEINCHENK de Munich, FRANKE et MEYER montrent que ces images de sommation sont soumises à la loi de pseudo netteté.

« Une image produite par la superposition ne peut
« pas avoir des contours nets. Chaque image radio-
« logique produite par la superposition ou somma-
« tion de plusieurs éléments égaux entre eux, se
« présente comme une seule couche unique de ces
« éléments. En général, même, la sommation des
« ombres fait apparaître des pseudo-éléments sensi-
blement plus petits. »

En dehors de toutes considérations relatives à l'éloignement source-film, aux mouvements actifs ou passifs, à l'emploi d'écrans renforcateurs, l'image radiographique du poumon est soumise à la loi de pseudo netteté.

« Malgré toutes les perfections susceptibles d'être
« apportées à la finesse du foyer où à la rapidité du
« temps de pose, conclut Meyer, il faudra constam-
« ment compter avec ce facteur que je considère
« comme un facteur d'insécurité et de troubles. »

Les arborisations visibles sur le cliché de poumon sont l'image par sommation des vaisseaux pulmonaires, tel est le fait mis en évidence par l'expérimentation.

La représentation des arborisations pulmonaires avec un contraste suffisant et avec le minimum de déformation autorisé par la sommation, tels sont les carac-

tères d'une bonne radiographie qui doivent influencer les facteurs de la technique.

De ce fait, la lésion pulmonaire qui n'est pas de même nature que les arborisations va être rendue visible de façon élective et va ressortir nettement.

CHAPITRE III

LES FACTEURS DE LA TECHNIQUE EN RADIOGRAPHIE PULMONAIRE

L'impression correcte d'une radiographie nécessite l'arrivée sur le film d'une certaine quantité d'énergie radiante, constante pour un même sujet. Cette quantité de rayonnement arrivant au film comprend le rayonnement direct qui n'a pas été absorbé par les tissus et le rayonnement diffusé.

Dans la radiographie du poumon, le rayonnement diffusé entre peu en ligne de compte. Il n'apporte un trouble qu'à partir d'une certaine tension appliquée aux bornes de l'ampoule, d'une certaine dureté du rayonnement incident. Il nécessite alors l'emploi d'un anti-diffuseur.

Le rayonnement direct est fonction de plusieurs variables étroitement liées les unes aux autres. Mais distance anticathode-film, surface d'impact, tension aux bornes, temps de pose n'ont pas tous le même intérêt.

Trois de ces facteurs prennent en radiographie

pulmonaire une importance capitale : le temps de pose, la surface d'impact, la distance anticathode-film.

LE TEMPS DE POSE

La brièveté du temps de pose est le facteur primordial pour l'obtention d'une bonne radiographie pulmonaire.

Deux sortes de mouvements agitent le poumon du vivant. L'un est volontaire : la respiration. Il est facile de l'enrayer. C'est une donnée élémentaire que la radiographie pulmonaire doit se faire en apnée. Le temps respiratoire au cours duquel doit se produire l'apnée a son importance. L'augmentation du volume d'air intra-pulmonaire enrichit les contrastes, donne une meilleure visibilité des condensations parenchymateuses. L'état de contraction du diaphragme permet de mieux apprécier les déformations possibles du bord supérieur des hémicoupoles. Ces avantages se montrent au maximum dans l'inspiration moyenne. L'inspiration forcée donne une trop grande clarté aux bases et amène une contraction extrême du diaphragme qui gêne sa parfaite immobilité.

Le second mouvement intra-thoracique est impossible à éviter : c'est le mouvement cardio-vasculaire.

Le mouvement cardiaque amène une déformation des parties adjacentes du parenchyme pulmonaire.

C'est à gauche, où les battements du cœur revêtent la plus grande amplitude, que les déformations sont les plus marquées. La paroi ventriculaire gauche se déplace d'environ 6 mms. pendant la systole. La durée de celle-ci est de 0,34 seconde.

« Dans cette région, dit Zimmerm, et pour une distance de un mètre de l'anticathode, la tolérance d'un déplacement de 0 mm. 3 fait ressortir le temps de pose « à $1/50^e$ de seconde approximativement. Mais, par « une série d'expériences que nous avons faites à cet « égard, nous avons pu constater qu'aux distances « supérieures au mètre la netteté croît rapidement « jusqu'à $1/8^e$ de seconde pour le poumon droit et « $1/10^e$ de seconde pour le poumon gauche tandis « que pour des expositions plus brèves, le bénéfice « devient beaucoup moins apparent. »

En dehors des mouvements transmis par le cœur la trame vasculaire du poumon est agitée de mouvements propres et Bulow a montré que les bronches sont douées de mouvements péristaltiques. D'après STUMPF, les mouvements autonomes des vaisseaux pulmonaires amènent un flou moyen de 0 mm. 3 si le temps de pose est de $8/100^e$ de seconde, il sera de 0 mm. 15 si le temps de pose est de $4/100^e$ de seconde.

Mais il est impossible de prévoir le moment où le mouvement vasculaire est le moins grand, celui où va se produire le changement de direction du mouvement

Le mérite d'avoir, maintes fois, attiré l'attention

sur la nécessité de la brièveté du temps de pose en radiographie pulmonaire revient à Jacques STÉPHANI de Montana.

« On sait, dit-il, qu'en photographie, pour une même période d'oscillation de plusieurs systèmes « réticulaires de dimensions décroissantes la visibilité « est proportionnelle à la brièveté du temps de pose, « c'est-à-dire que pour des temps de pose de plus en « plus courts on verra des réseaux oscillants de plus « en plus fins pour une même période. On peut trans- « porter ces conclusions en radiographie pulmonaire. « Plus le temps de pose sera bref, plus on verra des « réseaux artériels d'une finesse croissante. »

Tous les auteurs sont d'accord sur cette nécessité de la brièveté du temps de pose. « Je préfère, dit NOGIER, une bonne radioscopie à une radiographie trop posée. »

De l'avis commun, le $1/10^e$ de seconde est une limite très supérieure qu'il ne faut pas atteindre. Les radiologistes qui s'occupent particulièrement de la technique radiographique pulmonaire et qui mesurent très exactement leur pose emploient des temps variant de $2/100^e$ à $8/100^e$ de seconde (1).

(1) Jacques Stéfani $3/100^{es}$ à $5/100^{es}$ de seconde ; Gunsett $2/100^{es}$ à $3/100^{es}$; Chantraine $3/100^{es}$ à $4/100^{es}$; Maingot $6/100^{es}$ avec le premier appareil à condensateurs et à ampoules rotalix de la Maison Philips. Cet appareil modifié depuis, permet maintenant un temps de pose de 3 à $4/100^{es}$; Zimmern $8/100^{es}$; Lepage de La Chapelle-Saint-Mesmin utilise à notre connaissance les temps de pose les plus brefs puisqu'il descend à $1/100^e$ de seconde : ce temps est mesuré très exactement par une minuterie Massiot à deux contacteurs successifs.

Nous nous trouvons, avec ces poses, aux limites du débit des ampoules actuelles, quelle que soit la qualité du rayonnement utilisé.

Faut-il rechercher des poses plus brèves ? De l'avis de STÉPHANI (Diagnostic radiologique de la tuberculose pulmonaire au début) le $1/100^e$ de seconde est une limite au delà de laquelle le gain en finesse devient extrêmement minime. Il semble donc qu'il n'est plus intéressant de diminuer la pose au-dessous du $1/100^e$ de seconde.

Si le perfectionnement des ampoules autorise un débit plus considérable il sera préférable de chercher à augmenter la distance anticathode-film, voir même à supprimer les écrans renforçateurs. Au-dessous des poses actuellement utilisées, le flou apporté par la grandeur de l'impact et par les écrans renforçateurs est plus important que le flou apporté par l'excès de pose.

Le critère actuel d'une radiographie des poumons correctement posée est la *netteté absolue des contours du cœur qui doivent être comme tracés au tire-ligne*. Quelle que soit la phase de contraction cardiaque au moment de l'impression du film, on obtient toujours cette netteté avec des poses de 2 à $3/100^e$ de seconde. Avec des poses de 5 à $6/100^e$ de seconde les contours du cœur ne sont nets que lorsque

Poittevin de la Compagnie Générale de Radiologie est arrivé expérimentalement à prendre des clichés pulmonaires en $3/1.000^{es}$ de seconde. Il utilise pour cela le générateur tripharix et une minuterie spéciale dont nous verrons le principe plus loin.

le cliché est pris au cours d'une diastole. Ils ne le sont plus si l'impression a lieu pendant une systole.

Deux solutions sont donc à envisager :

Ou bien l'appareillage employé permet une pose de 1 à 3/100^e de seconde : la radiographie peut être prise à un moment quelconque de la révolution cardiaque.

Ou bien le temps de pose autorisé par l'appareillage n'est que de 5 à 8/100^e de seconde : il est nécessaire d'adjoindre à la minuterie un dispositif déclanchant l'impression du film au cours d'une diastole (1).

DISPOSITIF PERMETTANT LA RADIOGRAPHIE EN DIASTOLE CARDIAQUE

Il existe deux dispositifs permettant de prendre une radiographie de poumon pendant la diastole : celui de Chantraine de Betzdorf et le sélecteur cardio-respiratoire de Cottenot.

CHANTRAINE se sert de la pointe R de l'électrocar-

(1) Les poses brèves de l'ordre de 1/100^e à 3/100^e de seconde ont, à notre avis, leur indication constante dans la radiographie du thorax d'enfant. Il est, chez ces derniers, souvent difficile, parfois impossible d'obtenir l'apnée pendant la prise du cliché. Avec un temps d'exposition de 1/100^e à 2/100^{es} de seconde, cela n'a plus d'importance. L'enfant peut respirer, la radiographie n'est pas floue. Le même appareillage qui autorise le 5/100^{es} de seconde chez l'adulte permet le 2/100^{es} et le 1/100^e de seconde chez l'enfant dont le thorax est beaucoup plus perméable aux rayons X. Il est préférable, pour une radiographie d'enfant plus encore que pour une radiographie d'adulte, de gagner sur la pose en réduisant la distance de téléradiographie.

diagramme. Il utilise le courant bras droit-jambe gauche, le renforce dans un amplificateur qui travaille de façon que la pointe raide R seule puisse déclancher la prise de la radiographie. La pointe R renforcée et redressée fait fonctionner un relais. Ce relais est compris de façon qu'une seule radiographie soit impressionnée au moment du déclanchement. Un second relais bloque le circuit pour que l'impression ait lieu au moment de la prise du courant du premier relais et non pendant la durée du courant.

La disposition, dans un circuit, d'une montre à retardement permet de prendre le cliché à autant de centièmes de seconde que l'on veut après la pointe R. Le retardement doit varier avec la fréquence du pouls. Entre la pointe R et la prise de la radiographie, il s'écoule $3/100^e$ de seconde dus à la lenteur des relais et du commutateur du transformateur radiologique. « D'après les expériences réalisées jusqu'à présent, « dit CHANTRAINE, on paraît réussir les meilleures « images pulmonaires si on fait les radiographies « peu après le milieu de la diastole. »

L'appareil de Chantraine a l'inconvénient d'être d'un réglage délicat pour des fréquences variables de pulsations.

Le sélecteur cardiorespiratoire de Cottenot permet la prise d'un cliché pulmonaire à un moment quelconque préalablement déterminé du cycle cardiaque ou respiratoire. Il se branche sur le générateur et commande le passage du courant haute tension. Le temps de pose reste indépendant du sélecteur et se

détermine par la minuterie adjointe au générateur.

Le sélecteur cardiorespiratoire utilise les variations de résistance d'une cellule de sélénium, dues à un éclaircissement variable obtenu par un dispositif oscillométrique à miroir qui est commandé par les mouvements respiratoires ou cardiaques ; il actionne, par l'intermédiaire d'un système amplificateur spécial, un contacteur dont le moment de fonctionnement dans le cycle respiratoire ou cardiaque a été préalablement choisi.

L'appareil comporte un oscillomètre à capsule métallique dont l'axe porte un petit miroir mobile sur lequel une lampe projette un faisceau lumineux. L'oscillomètre est relié à la poche pneumatique de la ceinture (employée lorsqu'on désire prendre le cliché à un temps défini de la respiration) ou du brassard (employé pour la prise du cliché en systole ou en diastole).

Cette poche pneumatique est gonflée à la pression voulue par une poire en caoutchouc. Les mouvements respiratoires (cas de la ceinture) ou cardiaques (cas du brassard) déterminent une oscillation synchrone du miroir et du faisceau lumineux réfléchi qui vient balayer une cellule de sélénium dont l'éclaircissement varie avec les différents mouvements du cycle oscillométrique.

La cellule de sélénium est montée sur un système amplificateur constitué par un pont différentiel de Rio sur la branche diagonale duquel est intercalé le circuit filament-grille d'une triode A. Le courant du circuit filament-plaque de la triode qui varie avec l'éclaircissement de la cellule de sélénium traverse le bobinage d'un relais milliampéremétrique et celui-ci agit sur un contacteur qui déclanche le passage du courant dans le générateur à rayons X. Ce relai est verrouillé de telle manière qu'il est impossible d'avoir plusieurs contacts successifs.

Les variations du courant filament-plaque sont lues sur un milliampéremètre intercalé sur le circuit plaque et les déplacements de l'aiguille de ce milliampéremètre traduisent les

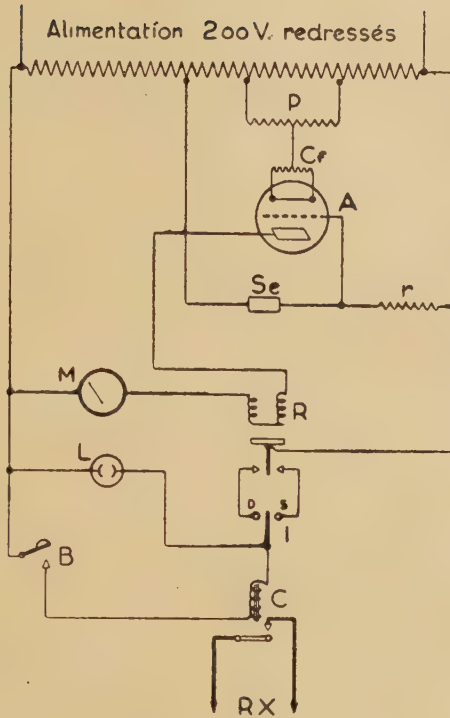


Fig. A. — Schéma électrique de l'appareil.

variations du rythme cardiaque ou du rythme respiratoire. Un potentiomètre variable permet de faire agir le relais en un point quelconque de ces variations oscillogrammiques, le contact se produisant soit pendant la montée (inspiration systole) soit pendant la descente de l'aiguille (expiration ou diastole) grâce à un inverseur. Pour permettre un réglage précis et facile une petite lampe au néon est placée au centre du milliampéremètre. Elle s'allume au moment du fonctionnement du relais. La manœuvre du potentiomètre déplace le point d'allumage de cette lampe par rapport à la courbe oscillogrammique. L'ensemble de l'amplificateur et du relais contacteur est alimenté par le courant du secteur.

Les dispositifs de CHANTRAINE ET DE COTTENOT permettent le déclanchement du générateur à rayons X à un moment donné de la révolution cardiaque. Ils déterminent le début de la pose mais sont sans influence sur la durée de celle-ci. C'est précisément dans le contrôle rigoureux du temps de pose que réside la grosse difficulté de technique. Une perfection extrême de la minuterie est nécessaire.

MINUTERIES

Les minuteries en général utilisées sont exactes pour des poses de l'ordre du $1/10^e$ de seconde et plus. Elle ne le sont plus pour mesurer des poses de $5/100^e$ de seconde et moins.

Deux cas se présentent :

Ou le générateur employé est un appareil à condensateur du type de celui que nous étudierons plus loin. le temps de pose a une valeur mathématiquement déterminable fonction de la capacité du condensateur et de la résistance du circuit d'utilisation.

Ou bien le générateur employé est un appareil à contacts tournants ou à Kénotrons : il est nécessaire de lui adjoindre une minuterie extrêmement précise.

a) *Compte-temps mécanique.* Bolide de HERDNER LEPAGE.

Un compte-temps d'une grande simplicité de manœuvre et permettant des mesures rigoureuses de la pose a été mis au point par HERDNER. La chute

des corps est déjà utilisée dans l'appareil à contacts tournants de BOUCHARDON et ANJOU, en 1925 pour actionner un interrupteur qui sert à l'établissement et à la coupure automatique du courant pendant la prise des radiographies. Ce bolide est placé à l'intérieur même du pupitre de commande.

En 1930, HERDNER emploie un procédé analogue en faisant tomber une masse pesante le long d'une règle rigoureusement rectiligne et verticale dont la surface est nickelée et polie avec soin. Le bolide coulisse sur la règle verticale par l'intermédiaire de 4 roulements à billes. Il porte deux branches de levier articulées sur un pivot et qui, par un mouvement de bascule, commandent, l'une oblique en haut, la fermeture du circuit primaire, l'autre horizontale, l'ouverture du circuit primaire. L'inertie de ce levier est réduite au minimum. Une seconde règle, parallèle à la première, graduée, porte un curseur qu'il est possible d'immobiliser en un point quelconque de la règle. Au cours de la chute du bolide, la branche oblique du levier frôle le curseur et le contact électrique se ferme. Continuant sa descente verticale, le bolide est arrêté en bas de sa course par un amortisseur sur lequel vient frapper la branche horizontale du levier : le contact est ouvert. Le courant passe donc pendant le temps que met le bolide à parcourir la distance séparant le niveau du curseur de celui de l'amortisseur. La hauteur de chute du bolide est constante. Il est animé d'un mouvement uniformément accéléré où les espaces parcourus sont propor-

tionnels au carré des temps mis à les parcourir. Des graduations sont marquées sur la règle portant le curseur. Elles indiquent la situation plus ou moins haute que doit occuper ce dernier suivant la durée choisie pour temps de pose.

Pour supprimer le facteur d'erreur causé par l'inertie du levier, LEPAGE a apporté certaines modifications au dispositif d'HERDNER. Alors que le bolide d'Herdner établit un premier contact au départ et coupe un second contact à l'arrivée, LEPAGE utilise un seul contact dans l'huile. Ce contact est normalement ouvert. Le passage du bolide agit sur une came qui provoque la fermeture du courant pendant tout le temps où la came de l'interrupteur est en contact avec le bolide. La hauteur de chute du bolide n'est plus constante. La durée de passage du bolide sur la came varie avec la hauteur de chute du bolide dont la vitesse est d'autant plus grande que la distance point de départ-came est elle-même plus élevée. Le bolide de LEPAGE ne permet pas de compter les poses supérieures à $4/100^e$ de seconde. Pour repousser la came et établir ainsi le contact, la masse pesante doit posséder une certaine énergie. Cette énergie astreint sa course à une vitesse qui ne peut être inférieure à une vitesse minima V . Cette vitesse minima amène le passage de la came par le bolide en $4/100^e$ de seconde.

La minuterie exclusivement mécanique est absolument indépendante du courant alimentant le tube. Ce serait sans inconvénient si ce courant présentait

une tension constante. C'est un inconvénient minime dans le cas du générateur triphasé où la tension utilisée aux bornes de l'ampoule se rapproche d'une tension constante. Cela devient un gros inconvénient dans le cas des générateurs à contacts tournants ou à 4 kénotrons. Dans les premiers, la tension est fournie aux bornes de l'ampoule de façon intermittente, seules les crêtes de tension sont utilisées. Avec les seconds, toute l'alternance passe dans le tube mais seule la crête de tension est pratiquement utilisée. Dans l'un comme dans l'autre de ces générateurs, il n'est pas indifférent que la sinusoïde redressée de courant haute tension soit coupée à un moment quelconque. Il convient pour le rendement optimum de l'ampoule qu'un nombre entier d'alternances complètes entre dans la pose.

Cette notion amène à la conception de minuteriers électriques synchronisés au courant du secteur.

b) *Minuteriers électriques*. — Elles sont de deux types. Les uns, type C^{1e} Générale de Radiologie, permettant d'enregistrer la quantité d'électricité à faire passer dans le tube à rayons X. Les autres, type Massiot, permettent de déterminer la durée de la pose.

La Compagnie Générale de Radiologie a récemment mis au point une minuterie précise dont elle dote son générateur triphasé. Deux facteurs sont définis : la tension d'alimentation du tube et la quantité d'électricité. Le temps de pose est indirectement déterminé par la quantité d'électricité et l'intensité

traversant le tube. Les compteurs MS déjà employés depuis longtemps sur les appareils de la C^{ie} Générale de Radiologie sont des appareils électro-magnétiques possédant des organes mobiles qui ont une certaine inertie. De ce fait, leur fonctionnement n'est correct que jusqu'à une certaine limite de rapidité.

Le compteur adjoint au tripharix est un compteur entièrement statique dont le principe est le suivant :

En série avec le tube radiogène, on interpose un condensateur. Le courant traversant le tube charge le condensateur et, à chaque instant, la différence de potentiel aux bornes du condensateur est $V = \frac{Q}{C}$. Q étant la quantité d'électricité qui a traversé le tube, quantité que l'on peut exprimer en M A S et C étant la capacité du condensateur. Si l'on dispose aux bornes du condensateur un éclateur dont la tension explosive soit constante, une décharge se produira dans cet éclateur au moment précis où la quantité d'électricité ayant traversé le tube sera égale à $Q = CV_1$ où V_1 est la tension explosive de l'éclateur et C la capacité. Enfin, si l'on utilise l'énergie emmagasinée dans le condensateur pour produire, au moment de la décharge, la coupure du courant traversant le tube, on aura réalisé un compteur de M A S mais qui fonctionnera toujours pour la même quantité d'électricité. Si l'on désire que ce compteur fonctionne pour une quantité d'électricité réglable, il suffira de régler soit V_1 , soit C . C'est cette dernière valeur qu'il est le plus commode de régler et l'on peut mettre en paral-

lèle un certain nombre de condensateurs. Dans l'appareil du modèle normal, cette quantité d'électricité est réglable de 1,25 à 320 M A S par fraction de 1,25 M A S.

L'énergie emmagasinée dans le condensateur n'est pas toujours suffisante pour produire la coupure du courant traversant le tube et le constructeur a dû interposer entre le compteur et le contacteur de coupure, un relais d'énergie absolument statique.

Tous ces appareils sont donc statiques à l'exception du contacteur de coupure proprement dit, mais le retard apporté par ce contacteur est extrêmement faible ($2/1000^e$ de seconde environ) de sorte que cet ensemble est pratiquement d'une exactitude plus que suffisante. Cette minuterie, extrêmement précise, a le gros inconvénient de ne pouvoir s'utiliser que sur des générateurs de très grosse puissance du type tripharix. Le temps de pose étant directement fonction de la tension et de l'intensité traversant le tube, la moindre chute de l'une ou de l'autre, au cours de la prise du cliché, amène d'énormes variations dans la durée d'exposition. Si elle permet de ne jamais rater son cliché cette minuterie ne permet généralement pas (à moins d'utiliser un générateur extrêmement puissant branché sur une excellente ligne électrique) le contrôle absolu de la durée de pose.

* La minuterie type Massiot à contacteurs simultanés permet au contraire le contrôle rigoureux du temps de pose : habituellement, la minuterie synchrone porte deux contacts principaux : un contact de départ et un contact d'arrêt. Elle est, en

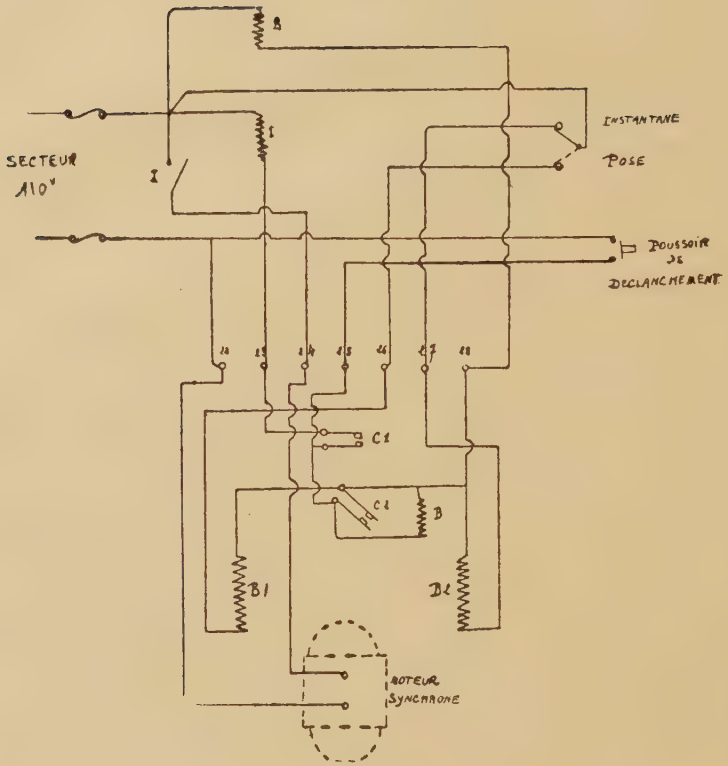


Fig. B.

outre, mise automatiquement en marche lorsqu'on met le commutateur général de l'appareil sur « radiographie ». Le fonctionnement de la minuterie à deux contacteurs simultanés est le suivant : dans la position « radiographie », le moteur de la minuterie démarre et tourne. En même temps, le contacteur c_1 se ferme. Lorsqu'on presse sur le bouton de déclenchement de la minuterie, le disque compteur de temps démarre et établit un premier contact de fermeture. Ce contact a pour effet de fermer le contacteur c_2 . Lorsque le disque compteur de temps a parcouru l'angle correspondant à la durée de la pose, le contact de pose s'ouvre et le contacteur c_1 qui était fermé s'ouvre en même temps. Les inerties de fermeture et d'ouverture des deux

contacteurs A et B sont sensiblement de même valeur : à peu près $2/400^e$ de seconde. Comme ces deux inerties sont dans le même sens, elles s'annulent l'une et l'autre et n'ont pas de répercussion sur la durée exacte de la pose.

Avec une telle minuterie, on arrive à compter régulièrement le centième de seconde. Chaque centième de seconde dans le cas habituel du courant alternatif 50 périodes correspond au passage dans l'ampoule d'une alternance du courant haute tension (1).

L'IMPACT ANTICATHODIQUE

Le foyer ou impact est la portion de l'anticathode qui, recevant la très grande partie du bombardement électronique émet la quasi totalité du rayonnement X. Seul l'impact compte comme source de rayons X.

L'un des buts de la radiographie pulmonaire est d'obtenir une image aussi fine et détaillée que possible des arborisations. La brièveté du temps de pose en supprimant le mouvement cardiopulmonaire est un facteur de finesse et de détails. La cause du

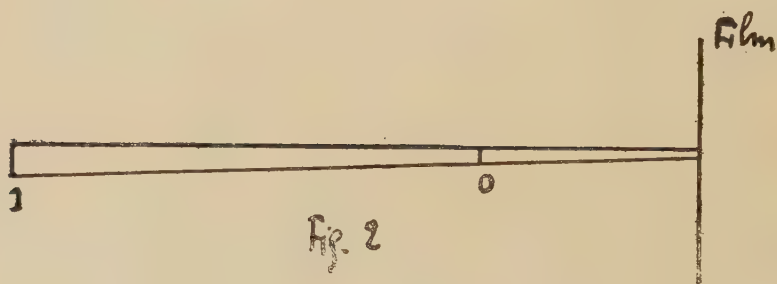
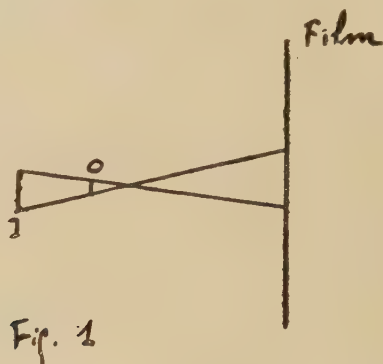
(1) Stéfani utilise la stossmagnet de Siemens. Cette minuterie ne compte pas les temps mais débite un nombre entier d'alternances complètes. Le temps de pose est déterminé de façon rigoureuse d'après la fréquence du courant.

Le synchro-contacteur, tout dernièrement réalisé par la C^{ie} Générale de Radiologie, est un appareil de mesure extrêmement précis qui compte de façon régulière des alternances c'est-à-dire des $\frac{1}{100}$ de seconde pour nos secteurs à 50 périodes.

flou par mouvements étant éliminée, la finesse de l'image est fonction de la finesse de l'impact.

Ceci découle des lois des projections coniques :

a) Avec un impact de dimensions trop grandes

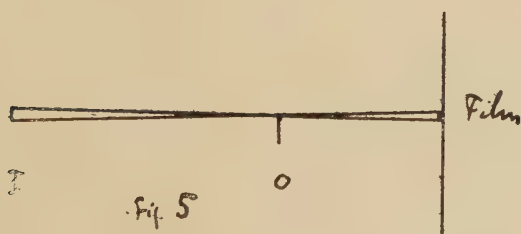
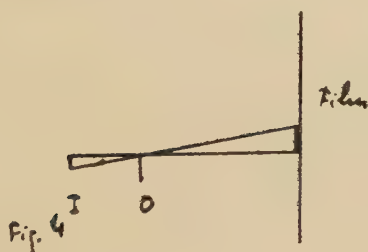
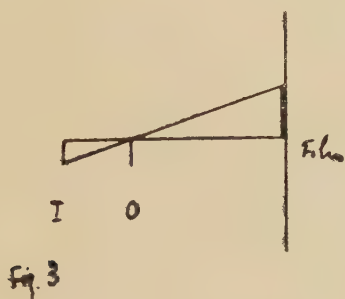


une altération plus petite peut ne pas s'imprimer sur le film.

Une simple construction géométrique du cône d'ombre montre que pour un diamètre de l'objet inférieur à celui de la surface d'émission, le cône d'ombre peut ne pas atteindre le plan de projection (fig. 1).

I est l'impact, O l'opacité, E l'écran.

Cet inconvénient peut se corriger en augmentant la distance source-écran I E la, distance objet-écran O E restant la même.



La téléradiographie, dont nous verrons plus loin la nécessité, obvie donc à cette cause d'erreur.

b) La netteté des contours de l'image est fonction de la finesse de l'impact.

La netteté des contours de l'image est altérée par l'existence de la pénombre. Le dégradé de cette pénombre diminue le contraste entre l'image sombre donnée par l'opacité et l'image claire donnée par la partie voisine de l'opacité qui s'est laissée traverser par les rayons. Or, plus l'impact est grand et plus la pénombre est importante (fig. 3 et 4). Là encore la téléradiographie corrige le flou en diminuant la pénombre à impact égal (fig. 5).

La pénombre est d'autant plus gênante que l'opacité est faible car elle atténue encore un contraste déjà peu marqué. C'est le cas en radiographie pulmonaire : ou bien le poumon est normal, les rayons ne sont absorbés que par les vaisseaux pulmonaires et l'opacité des petits vaisseaux qui forment arborisations est faible ; ou bien le poumon est pathologique et les rayons ne sont nettement absorbés que s'il existe des atomes lourds (calcium) ou des lésions d'épaisseur importante. Or, les lésions de début, les plus intéressantes au point de vue radiographique, ne contiennent pas de calcium et sont peu étendues.

Certains constructeurs d'ampoules radiologiques ne donnent qu'une importance secondaire à la grandeur de l'impact. « C'est à tort disent-ils, que l'on a attribué à la dimension du foyer une importance capitale. Personne ne songe à discuter le phénomène de l'ombre et de la pénombre se formant derrière un objet éclairé par une large surface radiante. Mais là n'est pas la question. Ce qu'il faut savoir, c'est la grandeur de l'effet. Nous avons montré par des expériences aussi proches que possible de la réalité que cet effet ne se manifeste pas

« pour des foyers de 6 millimètres de diamètre à une « distance de 1 m. 70 ». L'expérience réalisée est la suivante :

Une omoplate de mouton, placée entre deux éponges imbibées d'eau est radiographiée avec des impacts de grandeurs différentes. La trame osseuse représente la trame des arborisations pulmonaires, les deux éponges figurent les tissus situés en avant et en arrière du poumon. Des clichés sont impressionnés sous une tension de 40 à 60 kW. L'examen des épreuves obtenues ne permet pas de différencier celles qui sont impressionnées avec un impact de 6 millimètres à 1 m. 70 de celles qui sont impressionnées avec un impact de 1 mm. 5 à 1 m. 55. La finesse et le détail sont les mêmes.

Se basant sur cette expérience certains estiment que c'est la qualité du rayonnement qui joue le rôle capital dans la netteté de l'image, la grandeur de l'impact ne jouant, dans certaines limites, qu'un rôle secondaire.

Que cette théorie soit exacte quand il s'agit de la radiographie d'une trame osseuse de forte opacité, c'est indiscutable et l'expérience sus-décrite en fait foi. Mais, c'est à notre avis une erreur que de conclure de cette expérience à une importance secondaire de la grandeur de l'impact en radiographie pulmonaire. L'opacité des petits vaisseaux pulmonaires n'est pas comparable à celle des petites travées osseuses. Elle est bien moindre et le phénomène de l'ombre et de la pénombre joue considérablement plus. Il est difficile

de donner une preuve expérimentale absolue de cette affirmation. Il faudrait pour cela faire des radiographies du même poumon avec des grandeurs d'impact différentes mais en utilisant un temps de pose et une qualité de rayonnement rigoureusement égaux. Ces radiographies ne sont pas réalisables. Il est impossible dans les limites de tension où peut travailler l'ampoule à anticathode tournante à impact fin, de demander aux ampoules à anticathode fixe à large impact un débit suffisant pour que le temps de pose reste le même ou bien il faudrait employer dans le second cas une grandeur d'impact telle qu'elle dépasserait de beaucoup les limites autorisées.

Du reste, nous ne pensons pas que la qualité du rayonnement ait l'importance capitale que certains veulent lui donner. Nous partageons en cela l'opinion de Gunsett qui écrit à propos de la radiographie pulmonaire :

« Il ne faut pas oublier que si l'on emploie des
« rayons très durs, la plus grande partie de ces rayons
« est, dans le corps, transformée en rayonnement
« diffusé. Celui-ci étant éliminé par l'antidiffuseur
« il ne reste pour l'impression de la plaque que des
« rayons beaucoup plus mous. D'ailleurs, si, dans le
« but de raccourcir les poses, Stéfani prescrit d'enle-
« ver les filtres en aluminium du tube et du châssis,
« cela veut dire qu'il désire se servir des rayons mous
« ou moyennement pénétrants qui seraient absorbés
« par ces filtres et non les éliminer. Je crois, pour ces
« raisons, que même les radiographies faites avec

« potter et rayons très durs sont dues en réalité aux
« rayons mous et moyennement pénétrants et non au
« aux rayons durs qui n'existent plus. Ceci nous
« donne une explication de la très grande ressem-
« blance des films que nous avons faits avec le tube
« rotalix et 55 à 65 kW. et ceux que nous avons ob-
« tenus avec 90 et 120 kW. et l'antidiffuseur. Ce-
« pendant on reconnaît immédiatement le cliché fait
« avec le tube rotalix car sa netteté est plus grande
« et ses contrastes sont plus marqués que sur le cliché
« fait avec potter Bucky et rayons durs ». « En effet,
« toutes nos radiographies faites avec antidiffuseur
« et tubes ordinaires sont indiscutablement inférieures
« comme netteté à celles faites avec le tube rotalix.
« Les tubes à foyer larges ne pourront jamais donner
« la netteté et la précision de l'image telle que la
« dessine le foyer fin du tube rotalix. Aucun de nos
« tubes actuels ne peut l'égaliser et l'antidiffuseur ne
« peut pas améliorer la netteté du dessin du foyer,
« elle peut tout au plus augmenter le contraste. »

GUNSETT conclut donc très nettement à l'importance capitale de la grandeur de l'impact. Or, il est le seul, à notre connaissance, à avoir employé simultanément, pour la radiographie d'un même poumon, des qualités différentes de rayonnement et des grandeurs différentes d'impact en conservant un temps de pose constant de $3/100^e$ à $4/100^e$ de seconde.

De plus, en dehors même des considérations que nous venons d'énumérer, le fait que la radiographie

pulmonaire fournit une image de sommation entraîne la nécessité de la finesse de l'impact :

« Nous pouvons déduire, dit FRANKÉ, du phénomène de la superposition que des éléments qui ne sont pas de la même nature que les corps qui composent la sommation ont l'avantage d'être rendus visibles d'une façon élective pourvu que nous employions un tube à foyer fin. »

La finesse de l'impact est difficile à obtenir. Elle nécessite des artifices de construction qui n'avaient donné que des résultats imparfaits avant la réalisation par la maison Philips de son tube à anode rotative. La grandeur de l'impact ne se détermine pas selon le bon vouloir du constructeur. Elle est fonction de la charge qu'elle peut supporter. L'énergie électronique ne se transforme en rayonnement X que dans la proportion de 1 à 2 pour 1000. 998 à 999 pour 1000 de cette énergie se transforment en énergie calorifique qui, au delà d'une certaine limite amène la vaporisation et la fusion de l'impact.

La construction des ampoules remédie, dans une certaine mesure, à cet inconvénient : Le métal utilisé comme constituant de l'impact est le tungstène dont le point de fusion est très élevé ; la pastille de tungstène est enchâssée dans un bloc de cuivre rouge qui assure une bonne évaporation calorifique ; ce bloc de cuivre rouge est lui-même constamment refroidi par l'intermédiaire d'un radiateur à ailettes ou à eau.

Malgré ces artifices, le débit autorisé sur un

impact défini a une limite déterminable, fonction de la qualité du rayonnement utilisé et de la durée de la pose.

« Sur une anticathode formée d'une pastille
« de tungstène très bien soudée sur une masse de
« cuivre rouge pur, on admet 7 à 8 milliampères
« par millimètre carré sous 40 kilowatts, dit Jo-
« HANNES. »

Les laboratoires d'EINDHOVEN donnent un chiffre semblable.

« Le foyer ne permet toutefois qu'une certaine
« charge maxima qui dépend de sa surface, du temps
« de charge et de la nature de l'anode. Une charge
« de 200 watts par millimètre carré de surface
« focale pendant une seconde est admissible pour
« une anode de tungstène et de cuivre bien cons-
« truite ; une charge notablement supérieure
« entraîne fatalement la vaporisation, voir même la
« fusion de l'anode ».

C'est le débit autorisé dans l'ampoule qui limite la puissance des appareillages radiologiques.

Posséder un impact aussi fin que possible, permettant un débit instantané maximum et autorisant ainsi la brièveté de la pose, telle est l'exigence du radiologiste.

Jusqu'à présent, nous n'avons parlé que de la grandeur de l'impact. Or, ce qui importe, ce n'est pas la grandeur réelle de l'impact, c'est la grandeur de sa projection sur le plan du film. Partant de cette

donnée une première solution fut la réalisation du foyer linéaire de GÖTZE.

L'inclinaison de l'anticathode permet d'obtenir une projection de l'impact inférieure à sa grandeur réelle. Mais toutes les dimensions du foyer ne sont pas diminuées. Celle qui se trouve dans le plan

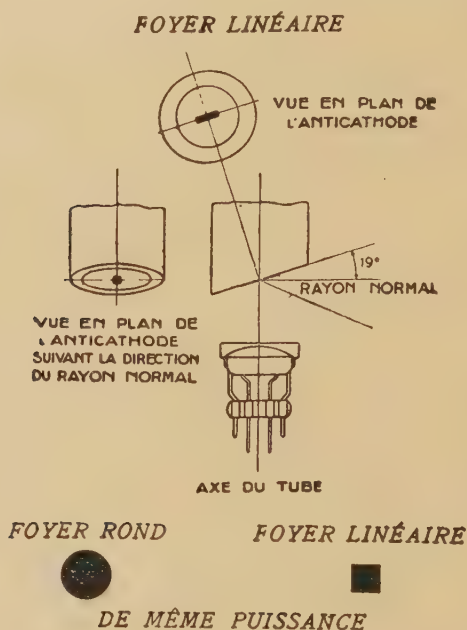


Fig. 6.

incliné à sa projection réduite en fonction de l'inclinaison du plan. La dimension perpendiculaire qui se trouve dans le plan normal a une projection égale à sa grandeur réelle. Il est logique d'augmenter la première de ces dimensions aux dépens de la seconde. Celle-ci doit avoir une valeur minima.

Dans le cas du foyer rond, les dimensions sont partout les mêmes, la projection est une ellipse dont le grand axe est égal au diamètre du foyer.

Dans le cas du foyer rectangulaire (foyer linéaire de Gœtze) la projection est un carré dont le côté est égal à la dimension minima vraie de l'impact.

La figure ci-jointe montre la différence notable de grandeur qui existe entre deux impacts l'un rond l'autre linéaire pouvant supporter les mêmes charges. 1 millimètre carré d'un foyer ordinaire supporte pour les temps de l'ordre du $1/10^e$ de seconde au maximum 450 watts tandis qu'un millimètre carré efficace d'un foyer linéaire supporte environ 900 watts.

Le foyer linéaire a amené un progrès notable dans la finesse de l'impact. Grace à lui, les dimensions de l'impact fixe sont réduites à leur minimum. Ce minimum est cependant assez élevé puisque le côté du carré de projection mesure 3 millimètres pour une ampoule 6 kilowatts et 5 millimètres pour une ampoule 10 kilowatts.

Une autre solution très ingénieuse, avait été proposée, dès 1898, par J. L. BRETON. Rendre l'anode mobile mais de telle sorte que le foyer lui-même ne se meuve pas.

Dans son livre *Les Rayons cathodiques et les rayons X*, BRETON décrit un tube qui tourna pendant la radiographie de façon à changer constamment le point d'émission qui, par suite, n'a pas le temps de s'échauffer d'une manière dangereuse.

Plus tard, ZIMMERN en collaboration avec la Maison Roycourt, étudie un tube à anode mobile sous l'action du choc électronique. Dans la suite, une quantité de brevets de tubes à anode rotative ont été pris et au deuxième Congrès international de Stockholm, en 1928, POHL expose un modèle de tube avec anode à rotation lente.

Récemment, les physiciens de la maison Philipps sont parvenus à construire un tube à anode rotative qui peut être monté directement sur tout appareil radiologique : les charges que peut supporter ce tube sont des multiples de celles qu'on peut appliquer à des tubes à anode fixe de même surface focale. 1 millimètre carré efficace du foyer du tube rotalix peut supporter 7.000 watts alors qu'un millimètre carré efficace d'un foyer linéaire ne supporte que 900 watts.

La réalisation du tube à anticathode tournante permet d'augmenter la charge spécifique du tungstène dans des proportions telles que le tube rotalix à protection intégrale avec un foyer actif de 1 mm. 2 $\times$ 1 mm. 2 peut supporter pendant 1/10^e de seconde une charge de 15 kilowatts (sur un générateur triphasé) et le tube rotalix à protection intégrale avec un foyer actif de 2 mm. 4 $\times$ 2 mm. 4 une charge de 24 kilowatts pendant 1/10^e de seconde (sur générateur triphasé). Le tube rotalix à protection intégrale de 2 mm. 4 $\times$ 2 mm. 4 a à peu près les mêmes dimensions de foyer qu'un tube 2 kW. 5 tandis que le tube rotalix 1 mm. 2 $\times$ 1 mm. 2 un foyer

dont les dimensions sont inférieures à celles d'un tube de radiographie dentaire.

AMPOULES

Les ampoules actuellement utilisées sont des ampoules à phénomènes électroioniques. Dans un vide aussi parfait que possible, un filament métallique est chauffé à haute température. De ce fait les électrons libres à l'intérieur du métal ont de plus en plus tendance à quitter la surface métallique « à s'évaporer ». Soumis au champ électrostatique d'un courant haute tension, dont le filament constitue la cathode, les électrons sont happés par l'anode ou anticathode qu'ils frappent brutalement. Au cours du choc, leur énergie cinétique se transforme dans la proportion de 998 à 999 pour 1000 en énergie calorifique et dans la proportion de 1 à 2 % en rayonnement X. Un déplacement considérable d'électrons ne produit donc qu'une quantité infime de rayons X.

Lors du fonctionnement de l'ampoule, il est possible de faire varier le nombre ou la vitesse des électrons. Le nombre des électrons en mouvement, c'est-à-dire l'intensité du courant de dépend que de la température du filament. En effet, la tension appliquée aux bornes du tube est toujours beaucoup plus grande que celle qui suffit à capter tous les électrons émis par la cathode. La vitesse des

électrons ne dépend que de la tension appliquée aux bornes.

On peut faire varier indépendamment l'une de l'autre l'intensité du courant et la tension et, par suite, la quantité et la qualité du rayonnement X.

La nécessité d'un foyer aussi fin que possible amène à localiser aussi étroitement que possible le bombardement électronique. Pour cela, le filament cathodique est disposé à l'intérieur d'une pièce métallique destinée à faire converger les électrons sur une petite surface de l'anticathode. Cette pièce métallique, portée au même potentiel que le filament, constitue une sorte de grille qui repousse les électrons et donne aux lignes de force du champ électrique la forme convenable. Elle a tantôt la forme d'une coquille hémisphérique dont le filament forme le fond, tantôt la forme d'un cylindre creux dans lequel le filament est disposé un peu en retrait et perpendiculairement à l'axe. Ce dispositif permet de localiser la grande partie du rayonnement X. Il ne suffit pas pour le localiser totalement. Certains électrons dévient quand même et pratiquement toute l'anticathode émet un peu de rayonnement. Pour éliminer ce rayonnement non originaire du foyer, comme du reste pour ne conserver que le faisceau central du rayonnement émis par le foyer, on entoure l'ampoule d'une enveloppe opaque aux rayons présentant une fenêtre en regard de l'impact. Cette fenêtre seule laisse sortir le rayonnement (voir fig. 7).

Le filament cathodique est en tungstène. Dans les

tubes à foyer rond, c'est un filament enroulé de façon à former une petite spirale plane. Dans les tubes à foyer linéaire, le filament est enroulé en solénoïde et se présente de champ.

*PROTECTION
CONTRE LES RAYONS X*

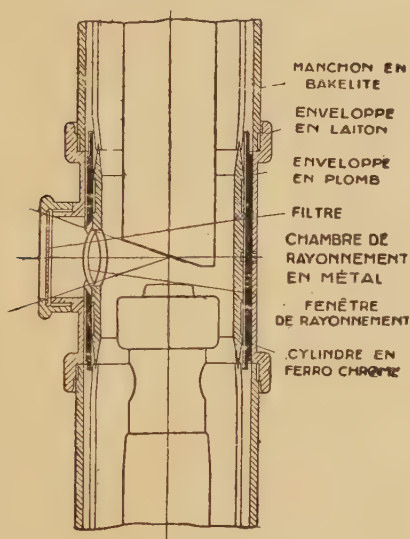


Fig. 7.

Le filament cathodique est chauffé avec 3 à 6 milliampères sous 10 volts environ. Ce courant est le plus souvent fourni par un transformateur de chauffage spécial qui abaisse jusqu'à la valeur convenable de la tension du secteur. Mais, la cathode devant être portée à une tension très élevée (60 à 130 kilovolts par rapport à la terre) il est indispensable de prévoir dans ces transformateurs un isole-

ment spécial entre les circuits primaire et secondaire. D'ailleurs, plus encore que pour les kénotrons, il serait préférable d'alimenter le filament avec une batterie d'accumulateurs placée sur un support soigneusement isolé : le courant resterait alors beaucoup plus constant. De très petites fluctuations du courant suffisent pour modifier beaucoup le courant thermionique émis par le filament et par suite aussi l'intensité du rayonnement.

L'anticathode est fixe ou mobile. L'anticathode fixe a été suffisamment décrite. Signalons seulement que le plan de l'impact est habituellement incliné de 70° par rapport au plan du film.

L'anticathode rotative a été lancée dans la pratique radiologique par la Maison Philipps. Le tube rotalix possède une anode rotative constituée comme le montre la figure 8. Ce tube présente les caractères généraux du tube métalix : le corps médian en ferrochrome sur lequel sont soudés directement les cylindres de verre servant à isoler la cathode et l'anode ainsi que la fenêtre de verre livrant passage aux rayons. Autour du corps métallique médian se trouve un revêtement de plomb assurant la protection contre le rayonnement. L'anode A en cuivre, munie d'une pastille de tungstène W en forme de couronne tronconique est mobile autour de l'axe C. S constitue la carcasse d'un moteur triphasé, laquelle est en contact métallique avec la partie médiane. On peut ainsi connecter ce moteur à un réseau quelconque, car pour des tensions pas trop

élevées, il est toujours possible de mettre à la terre, sans inconvénient, la partie centrale du tube métallix.

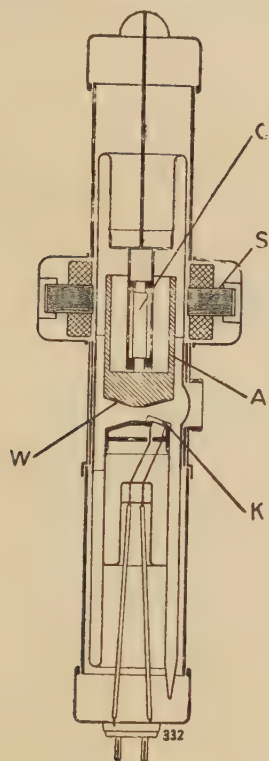


Fig. 8.

Le champ tournant du stator induit des courants de Foucault dans la masse de cuivre de l'anode qui se met à tourner lorsqu'on applique la tension triphasée. Le stator et l'anode constituent alors un moteur d'induction. Afin de concentrer le plus possible de lignes de force dans le cuivre de l'anode, un cylindre de fer E a été monté dans le corps de celle-ci.

L'entrefer entre ce cylindre de fer et les pièces polaires du stator a été réduit au minimum. Le fait que la partie centrale du tube est mise à la terre est ici également de la plus grande importance, car, dans le voisinage immédiat de cette partie métallique le potentiel du verre est très bas de sorte qu'on a pu en approcher les pièces polaires du moteur à 1 millimètre environ. Une telle solution serait à peine concevable pour des tubes en verre. La figure 8 montre la position excentrique de la cathode.

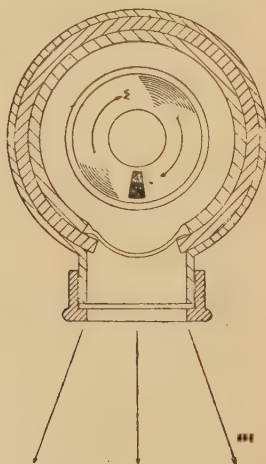


Fig. 9.

Comme on le voit, le foyer linéaire coïncide avec la génératrice du cône de révolution représentant la surface anodique. Le foyer F affecte une forme légèrement trapézoïdale (fig. 9) sa largeur croît à peu près proportionnellement au rayon. La vitesse

de rotation par rapport à la largeur du foyer est donc partout la même.

Un point particulièrement délicat dans la construction de ce tube sont les paliers dans le vide ou bien entendu, toute lubrification est impossible. Par un choix de métaux appropriés les constructeurs ont réalisé des paliers à glissement à lubrification automatique qui donnent toute satisfaction. La rotation est parfaite et l'anticathode ne se déplace pratiquement pas de haut en bas durant la rotation.

Le corps anodique consiste en une lourde masse de cuivre à capacité calorifique suffisante pour pouvoir absorber l'énergie de 50 radiographies successives avant de trop s'échauffer. Le refroidissement s'opère en partie par rayonnement, en partie par conduction à travers le gaz (hydrogène ou hélium) qui se trouve toujours dans les tubes métalliques et dont la présence joue donc un rôle très important à ce point de vue. Avec les tubes actuels il est autorisé d'effectuer 20 radiographies environ en une heure.

A l'hôpital Laënnec le tube Rotalix alimenté par un générateur à condensateur a permis d'impressionner maintes fois 60 à 80 radiographies pulmonaires en deux heures ou trois. Et il a « tenu » jusqu'à 9.000 radiographies.

La *vitesse* de rotation de l'anticathode est extrêmement importante. « C'est surtout, dit Bouwers, « en ce qui concerne la vitesse de rotation qu'on s'est

« trompé dans les projets antérieurs. Le raisonne-
« ment assez simpliste, qu'il suffirait de déplacer
« l'anticathode pendant la radiographie d'une dis-
« tance égale à 3 fois la largeur du foyer pour per-
« mettre une charge triple, n'est absolument pas
« conforme à la réalité. Nous allons montrer qu'on
« ne gagne que fort peu avec une telle vitesse.

« Avec l'anode rotative, il ne s'agit que de durées
« de charge très courtes, de sorte que nous sommes
« à même de calculer assez facilement la tempéra-
« ture produite pendant la charge. Soit t la durée
« de charge, x l'épaisseur de l'anode derrière le
« foyer, T la température et W le nombre de watts
« par millimètre carré de surface focale. Le calcul
« nous apprend que :

$$T = CW\sqrt{t}.$$

« Dans cette formule, C est une constante dépen-
« dant de la conductibilité et de la capacité calori-
« fique de la matière composant l'anode. Pour une
« anode de cuivre avec pastille de tungstène très
« mince, on peut poser :

$$T = 40W\sqrt{t}.$$

« Au premier abord, il ne semble pas plausible que
« la température croisse avec la racine carrée du temps
« et non pas avec le temps ; on peut toutefois s'en
« rendre compte en pensant qu'à une plus haute
« température la chaleur pénètre plus profondément
« dans l'anode. La quantité de chaleur totale commu-

« niquée à la matière est proportionnelle au temps de
« charge ainsi qu'au produit de l'élévation de tempé-
« rature par la profondeur moyenne de pénétra-
« tion de la chaleur. Si l'on se rappelle qu'au commen-
« cement, cette profondeur de pénétration doit être
« proportionnelle à la température, il est clair que
« T_2 est proportionnel à t , c'est-à-dire que T est pro-
« portionnel à $\sqrt{t}$.

« Il faut donc réduire la durée de charge au quart
« pour ramener la température à la moitié, au neu-
« vième, pour réduire la température au tiers et
« ainsi de suite.

« Que se passe-t-il avec une anode rotative ?

« Pour fixer les idées, représentons-nous l'anode
« immobile et le foyer se mouvant sur le miroir ano-
« dique ; imaginons-nous un foyer rectangulaire
« se déplaçant de gauche à droite comme indiqué
« dans la figure 10. Pendant qu'au cours de la radio-
« graphie, le foyer se déplace d'une distance égale
« à n fois son diamètre (dans le sens du mouvement)
« il est clair que chaque point de la trajectoire le
« long de laquelle le foyer se déplace, est chargée
« pendant un temps n fois plus court. L'élévation
« de la température est donc réduit dans le rapport
« de $\frac{1}{\sqrt{n}}$.

« Dans la figure 10, la courbe 1 montre comment
« la température croît dans une anode immobile,
« la courbe 2 dans une anode mobile, sous la même
« charge, pour un déplacement linéaire pendant la

« radiographie égal à 16 fois la largeur du foyer.
« La température est donc réduite au $1/4$ de la
« valeur maximum E_1 . Seul le côté gauche du foyer
« se dirigeant vers la droite acquiert cette tempé-
« rature ; le côté droit reste toujours froid ».

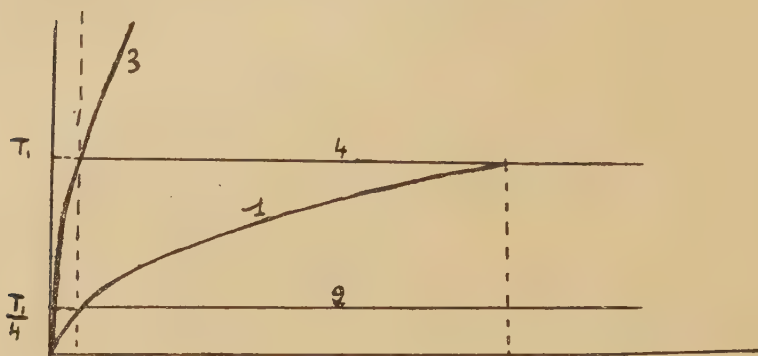


Fig. 10.

« Si nous nous en tenons à la figure 10, il est clair
« qu'une charge calorifique appliquée à l'anode rota-
« tive provoquera la température 4, à l'anode fixe,
« ta température 3. En admettant que la tempé-
« rature T_1 corresponde à la température maximum
« admissible (environ 3.000° C.) la charge peut donc
« être quadruplée.

« Nous voyons donc que, pour pouvoir augmenter
« la capacité de charge admissible pour l'anode fixe
« dans le rapport de 1 à 4, l'anode rotative doit tourner
« assez rapidement pendant ce bref instant pour que le
« foyer parcoure un chemin au moins égal à 16 fois
« sa largeur. Pour une charge dix fois plus grande,
« la vitesse devrait être telle que la largeur totale

« des foyers successifs pendant la radiographie soit
« au moins égale à 100 fois la largeur d'un seul foyer ;
« pour une charge p fois supérieure, elle devrait être
« p^2 fois plus grande.

« Ces vitesses ne sont encore que des limites infé-
« rieures, car en raison de circonstances accessoires,
« elles doivent être en réalité plus grandes encore. La
« chaleur, par exemple, ne s'écoule pas seulement
« derrière le foyer, mais encore latéralement dans
« une certaine mesure de sorte que, lors de la rota-
« tion de l'anode, ce n'est pas une surface froide qui
« se présente, mais une surface déjà plus ou moins
« échauffée. Après un certain temps, la température
« croît moins rapidement que $\sqrt{t}$.

« Ces données ne sont toutefois valables que pour
« des charges homogènes, non pulsatoires, alors
« que dans la pratique on applique souvent des
« charges pulsatoires. Il est facile de concevoir
« que les pulsations de la charge donnent lieu à une
« température supérieure à celle d'une charge con-
« tinue, aussi bien pour l'anode fixe que pour l'anode
« rotative. Cet effet est même notablement plus
« accentué avec une anode rotative qu'avec une
« anode fixe. Ce phénomène est lié au fait que dans
« le cas d'une anode fixe, la température croît sans
« cesse pendant la charge, tandis que dans le cas
« d'une anode rotative, elle varie avec la valeur
« instantanée de la charge. Il suffit que la charge
« dure au moins aussi longtemps que le déplacement
« du foyer sur sa propre largeur, pour que l'anode

« (côté gauche du foyer) soit portée à la température
« correspondante. On peut facilement s'en rendre
« compte par l'examen de la figure 10.

« Lors d'une charge en courant alternatif normal,
« la valeur instantanée de la charge est d'environ
« 1,5 fois la valeur moyenne et la plus haute tem-
« pérature dans le cas d'une anode rotative sera
« aussi 1,5 fois celle qui résulterait d'une charge con-
« tinue avec la même énergie. La charge pulsatoire
« exige donc une vitesse de rotation supérieure au
« double de la vitesse dans le cas d'une charge
« continue. En courant triphasé, la valeur maximum
« est d'environ 10 % supérieure à la valeur moyenne
« et l'accroissement nécessaire de la vitesse d'envi-
« ron 20 %. Finalement, nous trouvons que pour
« obtenir une amélioration p , la vitesse de rotation
« doit être telle que le chemin parcouru par un
« point du miroir anodique, pendant la radiographie
« soit au minimum de :

- a) $p^2 f$ mm. en charge parfaitement continue,
 - b) $1,2 p^2 f$ mm. en charge triphasée,
 - c) $2,3 p^2 f$ mm. en charge alternative ordinaire,
- « f représentant la largeur du foyer.

« Le diamètre moyen du circuit focal des tubes
« construits jusqu'à présent est de 40 millimètres
« environ, le diamètre focal moyen de 2, mm. 2
« et la vitesse de rotation de 20 tours par seconde.

« Le perfectionnement réalisé par rapport à
« l'anode fixe est facile à déterminer d'après ce qui
« précède. Si nous choisissons un temps de pose de

« 1/20^e de seconde l'anode fait précisément une rota-
« tion complète pendant la radiographie de sorte
« que le chemin parcouru sera :

$$\pi \times 40 \text{ mm.} = 125 \text{ mm.}$$

« En posant $1,2 p^2 f = 56$, nous trouvons la va-
leur p de l'amélioration en charge triphasée, p vaut
« 6,5 environ.

° « Un grand nombre de tubes de cette construc-
« tion ont été longuement éprouvés et ceux princi-
« palement en charge triphasée. Il est avéré que
« l'amélioration apportée par rapport aux tubes
« à anode fixe est de l'ordre de 6 environ ».

La Maison Philipps a mis au point deux tubes à anticathode tournante, l'un avec un foyer actif de 1 mm. 2×1 mm. 2 peut supporter 15 kilowatts pendant 1/10^e de seconde sur générateur triphasé ; les dimensions de ce foyer sont inférieures à celles d'un tube dentaire. L'autre avec un foyer actif de 2 mm. 4×2 mm. 4 (à peu près les mêmes dimensions qu'un tube 2 kilowatts 5 à anticathode fixe) peut supporter une charge de 24 kilowatts pendant 1/10^e de seconde sur générateur triphasé.

Des améliorations récentes permettent d'utiliser le tube à anticathode tournante même en radioscopie. La mise en route et l'arrêt de l'anticathode se font soit grâce à un commutateur spécial, soit grâce à un couplage avec le contrôle du filament.

Les tubes rotalix à protection intégrale 1,2 et 2,4 peuvent supporter les charges suivantes :

	kW. eff.	kW. max.	mA.	sec.
Tube rotalix 1,2 sur générateur à 4 soupapes.	50	72	240	0,05
	50	72	200	0,1
	50	72	160	0,5
	50	72	140	1
	50	72	115	2
	50	72	90	5
	50	72	80	20
	60	85	200	0,05
	60	85	160	0,1
	60	85	130	0,5
	60	85	118	1
	60	85	95	2
	60	85	75	5
	60	85	65	20
Tube rotalix 1,2 sur générateur triphasé à 6 soupapes.	50	52	360	0,05
	50	52	300	0,1
	50	52	220	0,5
	50	52	200	1
	50	52	160	2
	50	52	110	5
	50	52	90	20
	70	73	250	0,05
	70	73	210	0,1
	70	73	150	0,5
	70	73	140	1
	70	73	115	2
	70	73	80	5
	70	73	65	20

	kW. eff.	kW. max.	mA.	sec.
Tube rotalix 2,4 sur générateur à 4 soupapes.	50	72	400	0,05
	50	72	330	0,1
	50	72	240	0,5
	50	72	200	1
	50	72	160	2
	50	72	110	5
	50	72	90	20
	60	85	320	0,05
	60	85	280	0,1
	60	85	200	0,5
	60	85	160	1
	60	85	130	2
	60	85	90	5
	60	85	75	20
Tube rotalix 2,4 sur générateur triphasé à 6 soupapes.	50	52	600	0,05
	50	52	480	0,1
	50	52	310	0,5
	50	52	250	1
	50	52	190	2
	50	52	120	5
	50	52	100	20
	70	73	420	0,05
	70	73	340	0,1
	70	73	230	0,5
	70	73	110	1
	70	73	130	2
	70	73	90	5
	70	73	70	20

Ces tubes rotalix à protection intégrale peuvent supporter une tension maximum de 90 kilovolts maxima sur générateur à 4 soupapes et sur générateur à 6 soupapes.

Le tube rotalix a amené de gros progrès dans la technique de la radiographie pulmonaire.

Avant sa mise au point :

La brièveté désirable de la pose n'était obtenue que par une technique délicate mettant en jeu un rayonnement dur, donc un anti-diffuseur. Le débit instantané demandé nécessitait l'emploi d'une ampoule 10 kilowatts à anticathode fixe dont l'impact a des dimensions au moins trois fois supérieures à celles du tube rotalix le plus puissant.

Avec le tube à anticathode tournante, les temps de pose très courts (2 à 3/100^e de seconde) sont facilement réalisés en utilisant un rayonnement mou ou moyennement pénétrant (50 à 70 kilovolts) donc sans anti diffuseur.

LA DISTANCE ANTICATHODE-FILM

« Pour toute altération pathologique, disent ZIM-
« MERN et ARVANITAKIS, il importe que se trouvent
« fidèlement transcrites dans son image la physio-
« nomie de son foyer d'origine. Il est indispensable
« par exemple, que la projection conserve à une
« opacité ses dimensions relatives, sa forme, son
« type circonscrit ou diffus et qu'elle ne soit pas

« adultérée par une netteté insuffisante ou une « déformation trompeuse. »

L'emploi d'une ampoule à impact fin et d'un temps de pose bref autorise une bonne netteté d'image. Mais les rayons issus de l'anticathode ne sont pas parallèles, ils donnent une image agrandie : c'est cette déformation qu'il convient de rendre minime. Or, l'agrandissement est soumis à la loi élémentaire des projections coniques.

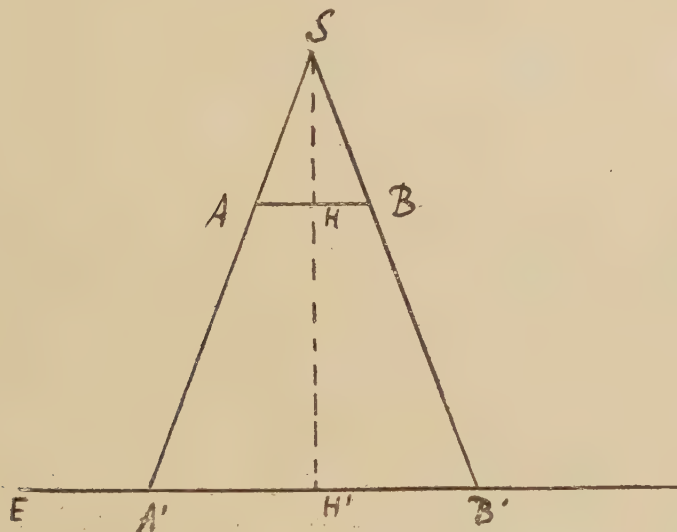


Fig. 11.

La proximité de la source grossit l'image.

Quand une source lumineuse S projette un objet AB sur un écran E, la valeur de l'image obtenue est

$$A'B' = AB \frac{SH'}{SH}.$$

Pour diminuer la déformation $A' B' - A B$ il faut que $\frac{SH'}{SH}$ tendent vers l'unité. Deux solutions se présentent : Ou bien diminuer $SH' - SH$, c'est-à-dire rapprocher le plus possible l'objet à radiographier de la plaque.

Quand la partie antérieure du Thorax est au contact de la plaque, il n'en reste pas moins que les plans postérieurs en sont à une distance égale à l'épaisseur du sujet.

Ou bien augmenter parallèlement SH' et SH pour entraîner une diminution relative de $SH' - SH$: ceci revient à éloigner la source du film.

D'où la nécessité pratique d'un contact immédiat du sujet avec le film et d'une distance convenable entre l'ampoule et le film. Cette seconde obligation est réalisée par l'emploi de la téléradiographie.

Diminuer la déformation n'est pas le rôle unique de la téléradiographie. IMBERT a insisté dernièrement sur « l'influence de la distance sur le contraste photographique ».

« L'utilisation dit-il, de ce qu'on pourrait appeler « les ultra-téléradiographies dont le mérite revient « pour une large part à la radiologie de l'Afrique du « Nord, est venue révéler que, dans de telles radiographies obtenues à des distances de 3, 4 et même « 5 mètres les détails que ne montrent jamais les « radiographies usuelles deviennent visibles.

« L'étude physique de l'absorption et de sa dépendance vis-à-vis de la distance conduit à considérer

« que le contraste photographique ou différence
« d'opacité existant entre deux plages est propor-
« tionnel à la différence d'intensité X entre les deux
« et que celle-ci est proportionnel à un terme $\left[\frac{d}{d+h}\right]^2$
« dans lequel h est l'épaisseur du sujet et d la dis-
« tance séparant le foyer de la porte d'entrée du
« faisceau dans le sujet.

« Si l'on écrit sous la forme : $\left[\frac{1}{1+\frac{d}{h}}\right]^2$ on voit que

« le contraste augmente avec d et c'est là la raison
« des détails vus sur les ultratéléradiographies et
« qu'il diminue avec h , ce qui explique les mauvais
« contrastes fournis par les sujets gros.

« Si l'on prend un sujet de 40 centimètres d'épais-
« seur, à des distances de 1 mètre, 2 mètres, 4 mètres,
« les valeurs de la fraction sont dans chaque cas

$$\frac{60}{100} = 0,6, \quad \frac{160}{200} = 0,8, \quad \frac{360}{400} = 0,9,$$

« et comme elles interviennent au carré, les con-
« trastes sont proportionnels à

$$0,6^2 = 0,36, \quad 0,8^2 = 0,64, \quad 0,9^2 = 0,81.$$

« On voit qu'entre la radiographie à un mètre et
« la radiographie à 4 mètres le rapport des con-
« trastes est de $\frac{0,81}{0,36} = 2,24$. A 4 mètres, le contraste
« est de 2,25 fois celui que l'on a à 1 mètre.

« Mais la prise de radiographie à 4 mètres néces-
« site actuellement l'emploi de tensions beaucoup

« plus élevées qu'à 1 mètre. Cette augmentation
« de pénétration va diminuer le contraste, d'où
« l'opposition de ces deux facteurs en contraste :
« l'augmentation de la distance et l'augmentation
« de la pénétration ».

La téléradiographie facteur de moindre déformation et facteur de contraste a encore un avantage : elle atténue la différence de quantité de rayonnement reçu par les plans du sujet les plus proches et les plus éloignés de la source. En radiothérapie profonde, pour diminuer la différence des doses reçues par la peau et par les plans profonds, on augmente la distance anticathode-peau. De même, en radiographie pulmonaire, on se place loin pour que plan dorsal et plan antérieur arrêtent à opacité égale des quantités de rayonnement de valeurs proches. De ce fait, le film va avoir une impression photographique à peu près égale d'une lésion qu'elle soit située plus ou moins profondément.

Les avantages de la téléradiographie sont trop importants pour que son utilisation soit discutée. Mais quelle distance source film faut-il pratiquement employer ?

Il est convenu que la valeur minima de cette distance, pour qu'une radiographie soit téléradiographiée, est de 1 mètre 50. Le choix de la valeur optima est plus délicat : elle doit être fonction de la corpulence du sujet et des dimensions de l'impact.

LA DISTANCE DE TÉLÉROADIOGRAPHIE DOIT ÊTRE
FONCTION DE L'IMPACT

Pour une déformation égale ; plus l'impact est petit moins la distance de téléroadiographie doit être importante ; plus l'impact est large plus la distance de téléroadiographie doit être grande.

Prenons un tube rotalix dont la projection d'impact mesure 0 cm. 15. La pénombre obtenue avec une distance source-film de 150 cm. d'un objet situé à 20 cm. du film est de 0 cm. 023.

Prenons maintenant un tube dont l'impact mesure 0 cm. 6 (dimension habituelle de l'impact d'un tube 10 kilowatts à anticathode fixe) pour obtenir une pénombre équivalente la distance source-film doit être bien plus considérable. Elle doit être de 5 m. 40.

Mais, avec une distance source-sujet de 5 mètres 20, l'énergie X arrivant au sujet n'est plus que le $1/27^e$ de l'énergie X obtenue au niveau de l'anticathode. Il devient dans ces conditions, impossible de prendre une radiographie de poumon en $5/100^e$ de seconde ; l'anticathode ne pourrait résister à la charge qui lui serait imposée.

La grandeur de la pénombre donnée par un impact fixe ne peut pas se compenser par l'emploi de l'ultra-téléroadiographie. Il n'en reste pas moins qu'on peut chercher à atténuer la pénombre en utilisant la plus

grande distance source-film compatible avec la brièveté nécessaire de la pose (1).

La distance de téléradiographie doit être fonction de la corpulence du sujet.

Cette donnée reste théorique. Nous venons de voir que, dans l'état actuel de l'appareillage, on a avantage à conserver pour les sujets les plus minces la plus grande distance source-film possible.

Pratiquement, c'est selon la puissance de son appareillage (générateur et ampoule) que chacun peut fixer sa distance de téléradiographie. Pour ce facteur, il ne doit être sacrifié ni à la brièveté de la pose, ni à la petitesse de l'impact.

L'emploi d'un générateur type contact tournant ou 4 kénotrons ou d'un générateur à condensateur, d'une ampoule 10 kilowatts à anticathode fixe, d'un temps de pose égal ou inférieur à $5/100^e$ de seconde permet la radiographie pulmonaire d'un sujet de corpulence moyenne à une distance anticathode-film :

De 1 m. 50 si la tension utilisée aux bornes est de 65 à 75 kilovolts.

(1) D'après CHANTRAINE : « L'écran renforçateur amène dans l'image radiographique une imprécision de 0 mm. 2 et on arrivera guère à la réduire à moins de 0 mm. 1. L'imprécision de la distance et au mouvement ensemble ne pourra guère être portée à moins de 0 mm. 1. L'imprécision totale des altérations désavantagées en ce qui concerne leur position sera donc toujours de 0 mm. 2. Pour obtenir cette imprécision, il faudra exposer $1/100^e$ de seconde avec un foyer de 0 mm. 5 et une distance de 2 mètres comme le montre facilement un petit calcul. »

De 2 mètres si la tension utilisée aux bornes est de 120 à 130 kilovolts.

L'appareil à condensateur et à ampoule rotalix de la Maison Philipps, conçu uniquement pour la radiographie du thorax, utilise une distance anticathode-film, constante, de 1 m. 55 (1).

LA QUALITÉ DU RAYONNEMENT

Pose très courte, impact aussi fin que possible, grande distance source-film, ces facteurs contribuent tous à diminuer l'énergie X arrivant au film. Cette énergie X est fonction de deux variables, la qualité et la quantité du rayonnement. Du fait des limites de résistance des ampoules, ces deux variables sont étroitement liées l'une à l'autre : étant donnée une certaine qualité du rayonnement, il est impossible de dépasser un certain débit, ce débit étant d'autant plus élevé que la différence de potentiel aux bornes du tube est moins forte.

La Radiographie pulmonaire exige l'emploi de l'énergie X instantanée maxima et c'est ce fait qui avait conduit, il y a quelques années à utiliser exclusivement le rayonnement émis sous un kilovoltage

(1) Considérons la pénombre entourant l'image d'un objet situé à 20 centimètres du film (c'est l'épaisseur d'un sujet de corpulence moyenne). Avec le tube 10 kilowatts cette pénombre a une grandeur de 0 mm. 6 ou 0 mm. 9 selon que la distance anticathode-film est de 1 m. 50 ou 2 mètres. Avec le tube rotalix la grandeur de la pénombre n'est que de 0 mm. 2 pour la distance anticathode film de 1 m. 55.

élevé, un rayonnement dur. En effet, l'énergie X arrivant au fil varie avec le carré de la tension aux bornes de l'ampoule alors qu'elle n'est que proportionnelle au débit. D'où la nécessité quand on diminuait la tension d'augmenter considérablement le débit : ce que les ampoules ne supportaient pas. Les radiographies pulmonaires instantanées ne pouvaient donc être réalisées que grâce à un rayonnement dur.

Les gros progrès réalisés dans la construction des ampoules, ont complètement modifié le problème. Ces ampoules en particulier celles à anticathode rotative, permettent de compenser par leur gros débit la perte d'énergie due à la diminution de la tension aux bornes. Si bien qu'à l'heure actuelle il est possible de réaliser la téléradiographie pulmonaire instantanée avec les rayonnements fournis sous une tension qui peut varier de 40 kilovolts à 150 kilovolts. (40 à 90 kilovolts avec une anticathode tournante — 75 à 150 kilovolts avec une anticathode fixe).

Dans cette gamme on peut schématiquement distinguer trois types de rayonnements :

le rayonnement mou fourni sous une tension de 40 à 60 kilovolts.

le rayonnement moyennement pénétrant, sous une tension de 60 à 90 kilovolts.

le rayonnement dur issu sous une tension de 90 à 150 kilovolts.

La qualité du rayonnement à employer diffère selon les cas.

Le rayonnement à utiliser n'est évidemment pas le même selon qu'il s'agit de dépister une fine lésion ou de traverser un thorax atteint d'épanchement ou d'épaississement pleural, de tumeur.

Le rayonnement à utiliser diffère selon qu'il s'agit de radiographier un enfant ou un adulte épais, un sujet de face ou de profil.

Il est des cas où la question du rayonnement à employer ne se pose pas.

Epanchement, épaississement pleural, tumeur pleuro-pulmonaire, obésité éliminent l'usage d'un rayonnement mou.

La *Radiographie du thorax de profil* nécessite l'emploi d'un rayonnement dur (c'est-à-dire schématiquement entre 90 kilovolts et 150 kilovolts) qui seul permet une pose courte (1). PLUCHART dans sa thèse : « Contribution à l'étude radiographique du thorax chez l'adulte en position de profil » estime que « dans la radiographie du thorax de profil les « pénétrations de l'ordre de 120 à 130 kilovolts « peuvent être dépassées aisément sans qu'on soit « gêné par le rayonnement secondaire » et le même auteur ajoute plus loin. « Pratiquement, connaissant le rendement propre de notre installation radio-« logique nous avons dépassé largement à vide le « chiffre de 150 kilovolts pour être certain d'obtenir en charge cette tension. »

(1) A autres constantes égales, la pose nécessaire pour un thorax de profil est égal à environ 4 fois celle du même thorax de face (ceci pour des rayonnements obtenus sous 90 kVs.).

Avec une tension de 155 à 170 kilovolts maxima, un débit de 50 à 70 mA., une distance anticathode-film de 1 m. 30, PLUCHART radiographie les thorax de profil en moins de 1/10^e de seconde. Nous ne croyons pas nécessaire d'utiliser une tension aussi élevée et à l'hôpital Saint-Louis nous obtenons des radiographies de profil de sujets même épais en moins de un dixième de seconde avec 115 kilovolts en charge, 160 mA., 1 m. 50.

Si l'accord est obligatoire sur le rayonnement à utiliser pour la radiographie du thorax de profil, il est loin d'en être de même pour la radiographie du thorax de face. Les uns emploient un rayonnement mou (1).

CHANTRAINE : 40 kVs s'il s'agit d'un enfant ;
42 kVs. s'il s'agit d'un sujet d'épaisseur moyenne ;
44 kVs. s'il s'agit d'un obèse.

BOUKOVST : 55 kVs.

Générateur Philipps à condensateur : 50 kVs. à 60 kVs.

GUNSETT (1^{re} manière) : 55 à 65 kVs.

D'autres emploient un rayonnement moyennement pénétrant.

ZIMMERN : 70 kVs.

SAÜFFENHUGER-VINCENTI : 65 kVs. à 70 kVs.

Générateur à condensateur Massiot (1^{er} réglage)
65 à 70 kVs.

(1) Nous entendons par là des kVs. en charge car kVs. à vide ne signifie pas grand'chose.

D'autres enfin emploient un rayonnement dur et un antidiffuseur.

STÉPHANI 138 kVs.

GUNSETT (2^e manière) 95 kVs. à 110 kVs. (vérifiés par spintermètre au régime de 200 mA.).

LEPAGE : 120 kVs.

Générateur à condensateur Massiot (2^e manière) 130 à 135 kVs.

Evidemment, les différences sont moins sensibles que ne sembleraient l'indiquer les chiffres quand on constate, comme l'a dit GUNSETT que : « si l'on emploie
« des rayons très durs, la plus grande partie de ces
« rayons est dans le corps, transformée en rayonne-
« ment diffusé. Celui-ci étant éliminé par l'antidif-
« fuseur, il ne reste pour l'impression de la plaque
« que des rayons beaucoup plus mous. D'ailleurs,
« si dans le but de raccourcir les poses, STÉPHANI
« prescrit d'enlever les filtres en aluminium du tube
« et du châssis, cela veut dire qu'il désire se servir des
« rayons mous ou moyennement pénétrants qui
« seraient absorbés par ces filtres et non les éliminer.
« Je crois, ajoute GUNSETT, pour ces raisons, que
« même les radiographies faites avec Potter et
« rayons très durs, sont dues, en réalité, aux rayons
« mous et moyennement pénétrants et non aux
« rayons durs qui n'existent plus.

Evidemment, FRANKE a montré que les substances à poids atomique léger comme le tissu des poumons restent beaucoup plus résistantes à un rayonnement

dur que les substances à poids atomique élevé, par exemple les côtes (1).

Il n'en reste pas moins que les clichés présentés par ces divers auteurs pour confirmer la supériorité de leur technique ne sont pas tous comparables. Il est impossible d'apprécier exactement l'évolution d'une lésion discrète si les deux clichés successifs du malade sont impressionnés l'un avec des rayons mous, l'autre avec des rayons durs. C'est là le défaut essentiel de la diversité des techniques.

Les rayons mous fournissent une image pulmonaire présentant un maximum de richesse de détails et un optimum de contrastes (les clichés aimablement mis à notre disposition par CHANTRAINE le prouvent mieux que n'importe quelle discussion théorique). Mais les rayons mous entraînent un défaut de répartition, les contrastes ne sont pas partout sensiblement égaux, les bases sont plus traversées que les sommets, les régions avoisinant le tube sont plus traversées que les bords des plages pulmonaires. Puis, l'emploi des rayons mous nécessite un appareillage extrêmement puissant (générateur triphasé ou générateur à condensateur, ampoule à anticathode rotative) qui, économiquement parlant, ne peut être à la disposition de tous les spécialistes.

Les rayons durs donnent un détail moins riche

(1) Sous 40 kVs. l'affaiblissement produit par 4 centimètres de paraffine est égal à celui produit par 1 mm. 5 d'aluminium. Sous 120 kVs. avec antidiffuseur l'affaiblissement produit par 4 centimètres de paraffine correspond à 5 millimètres d'aluminium.

(ils amenuisent les arborisations vasculaires comme l'ont montré GRANDGÉRARD et WEBER) et fournissent des contrastes moins parfaits que les rayons mous. Mais la répartition est excellente et les rayons durs ont l'avantage de faire apparaître le dessin pulmonaire à travers le cœur.

Le défaut des rayons durs est de nécessiter l'emploi d'un antidiffuseur dont l'usage vient singulièrement compliquer la technique.

Un rayonnement moyennement pénétrant a sur les rayons mous, l'avantage de rendre possible la télé-radiographie instantanée du thorax avec un appareillage puissant, sans doute, mais qui reste néanmoins à la portée du radiologiste.

Sur les rayons durs, ce rayonnement moyennement pénétrant a l'avantage d'épargner l'emploi d'un antidiffuseur : c'est l'opinion de ZIMMERN : « avec des rayonnements voisins de 70 kVs, l'antidiffuseur n'a aucune raison d'être », de GUNSETT : « dans ces conditions de voltage (75 à 85 kVs.) l'emploi d'un antidiffuseur est absolument inutile ».

Utilisable dans le cadre d'une technique simple, le rayonnement moyennement pénétrant tel que nous l'avons défini (60 à 90 kVs.) permet d'obtenir des téléradiographies pulmonaires instantanées riches en détail et suffisamment contrastées.

C'est donc à lui que le radiologiste doit de préférence s'adresser et il est désirable que l'entente déjà réalisée sur la nécessité de brièveté de pose, de finesse d'impact, de téléradiographie se fasse éga-

lement sur la qualité du rayonnement employé.

De cette façon, la technique sera standard et cette standardisation donnera une plus grande facilité d'interprétation et permettra une meilleure connaissance des limites du normal et du pathologique.

ÉCRANS RENFORCATEURS

L'écran renforteur est constitué par une plaque de carton sur laquelle est étendue une mince et fine couche de tungstate de calcium. Son action est basée sur la fluorescence du tungstate de calcium sous l'effet des rayons X qui le frappent.

Quand les rayons X atteignent le film, moins de 1 % de leur énergie est absorbée par l'émulsion sensible, les 99 % restant la traversant librement sans produire aucun effet utile. L'image latente étant due aux seuls rayons absorbés, il est évident que toute méthode permettant une meilleure utilisation du rayonnement aura pour effet d'abréger le temps de pose nécessaire pour l'obtention des images, ce qui est un avantage essentiel en radiographie pulmonaire.

Certains sels ont la propriété d'absorber les rayons X et de transformer en lumière visible l'énergie ainsi absorbée, cette propriété étant désignée sous le nom de fluorescence.

Le tungstate de calcium, sel cristallin incolore, possède cette propriété, aussi l'emploi-t-on à préparer des écrans à placer de chaque côté de l'émulsion

photographique où ils absorbent une fraction importante des rayons non utilisés à former l'image latente et renvoient à l'émulsion sous forme de lumière visible l'énergie qu'ils ont ainsi absorbée de façon à renforcer l'effet photographique direct.

L'activité des écrans renforceur est fonction de celle du tungstate de calcium. M. de BROGLIE, dans une communication du 3 mai 1920 à l'Académie des Sciences, a étudié l'effet de renforcement du tungstate de calcium :

« L'effet de renforcement augmente très vite avec
« la pénétration des rayons, à peine perceptible pour
« la partie moyenne des rayons L du tungstène ($\lambda =$
« 1,25 angströms) il devient assez net vers l'angs-
« tröm et croît ensuite très rapidement sans discon-
« tinuité brusque jusqu'à la bande K du tungstène
« ($\lambda = 0,179$ angström) où se produit un accrois-
« sement subit et très considérable du pouvoir ren-
« forceur. On le voit très bien avec un tube à anti-
« cathode de platine. L'excitation lumineuse de
« l'écran est donc elle-même sous la dépendance de
« la bande d'absorption du métal lourd (tungstène
« dans le tungstate de calcium) que l'écran contient.
« Ceci est à rapprocher du fait observé par HODGSON,
« en étudiant le spectre de la lumière fluorescente,
« que ce spectre permet de modifier quand les
« rayons X proviennent d'un tube à potentiel élevé. »

Le pouvoir renforceur de l'écran se définit par le rapport des temps d'irradiation d'un film sans écran et avec écran, ces temps permettant d'obtenir dans

les deux cas, avec le même rayonnement, des noircissements identiques de l'émulsion sensible. Les noircissements 1, 2, 3 sont ceux qui réduisent au $1/10$, $1/100$, $1/1000$ l'intensité d'un faisceau lumineux traversant le film.

L'activité des écrans renforçateurs peut être envisagé à différents points de vue :

1^o *En fonction du noircissement.*

Les chiffres qui expriment le pouvoir renforçateur varient sensiblement suivant le noircissement. Voici quelques chiffres obtenus avec les écrans de la Maison Caplain :

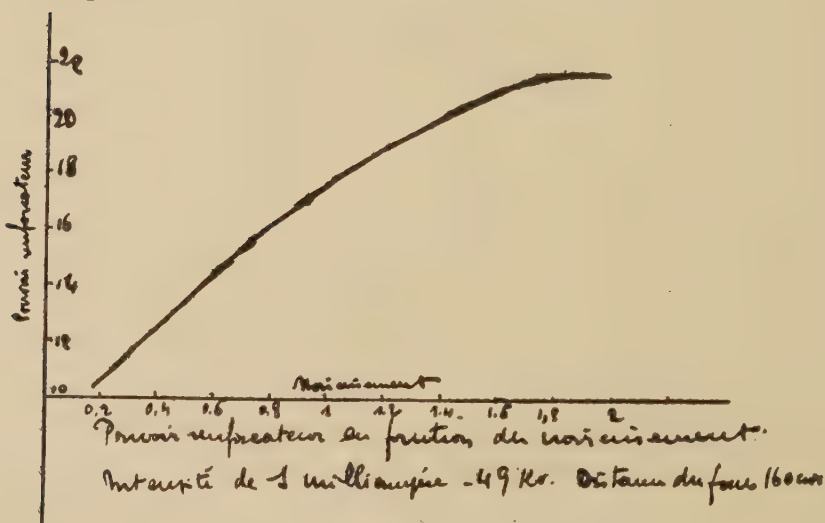


Fig. 12.

Intensité 2 milliampères, film entre deux écrans dans une cassette d'aluminium à 100 centimètres du focus.

Qualité du rayonnement	Filtre	Noircis- sement	Pou- voir renfor- çateur	Noircis- sement	Pou- voir renfor- çateur
30 kVs effectifs. .	0	0,8	12	1,5	15,9
50 » » ..	cuivre 0 mm 3	0,8	20	1,5	25,1
70 » » ..	cuivre 1 mm	0,8	37,6	1,5	47,3

Les films ont été développés pendant 5 minutes à 18° C. dans le révélateur suivant :

Méthol.....	3 gr. 5
Sulfite de sodium anhydre.....	60 »
Hydroquinone.....	9 »
Carbonate de sodium.....	40 »
Bromure de potassium.....	3 gr. 5
Eau distillée.....	1 000 cm ³

D'autre part, la courbe 1 définit les variations du pouvoir renforçateur en fonction du noircissement obtenu avec une intensité de 1 milliampère, sous une tension de 49 kilovolts, la distance du focus étant de 160 centimètres.

2° En fonction de la qualité du rayonnement.

Les chiffres donnés précédemment montrent l'augmentation du pouvoir renforçateur avec l'augmentation de la différence de potentiel aux bornes de l'ampoule.

La courbe 2 montre la variation du pouvoir renforçateur en fonction de la longueur d'onde du rayonnement incident. Elle montre que le pouvoir renforça-

teur correspondant aux rayons mous augmente jusqu'à la longueur d'onde 0,49 angströms (25 kVs) puis tombe brusquement à la moitié de sa valeur environ pour croître ensuite à nouveau rapidement (la chute de la courbe est liée à l'absorption sélective de l'argent).

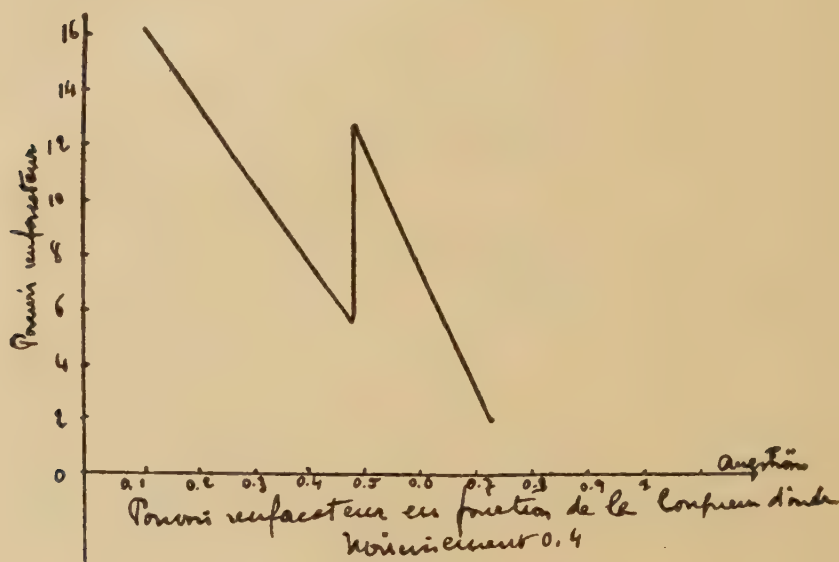


Fig. 13.

3° En fonction de l'intensité du rayonnement.

Le pouvoir renforçateur ne reste pas le même suivant que dans le produit $I \times t$ (intensité $\times$ temps de pose) maintenu constant, on augmente l'un des facteurs, l'autre diminuant. Le pouvoir renforçateur est toujours plus élevé quand on augmente l'intensité en diminuant le temps de pose.

En général, on considère le noircissement d'une

émulsion sous l'action de la lumière comme une fonction du produit de l'intensité du rayonnement par le temps de pose affecté d'un exposant $I \times t^p$. La valeur de p dans le cas du rayonnement X seul est voisine de 1. Dans le cas du noircissement sous l'action de la lumière visible, la valeur de l'exposant p a été trouvée toujours plus petite que 1. Elle varie, suivant la qualité de l'émulsion sensible, entre 0,75 et 0,95 au minimum dans le cas d'un éclaircissement continu. Les écrans renforçateurs par suite de la nature de leur luminescence fournissent sous l'action d'un rayonnement X intermittent une lumière visible plus ou moins continue. On doit donc s'attendre, lors de l'emploi des écrans renforçateurs, à ce que le facteur p soit plus petit que 1, de sorte que le noircissement n'est plus fonction du produit $I \times t$ mais du produit $I \times t^p$. Il s'ensuit que le rapport des temps de pose nécessaires pour obtenir les mêmes noircissements avec les rayons X et avec la lumière visible (et ce dernier cas est celui des écrans) doit nécessairement dépendre du rapport des facteurs I et t . Autrement dit, le pouvoir renforçateur doit en dépendre. C'est ce que l'expérience confirme.

Exemple : Si par action du rayonnement X seul, on obtient avec une intensité i , en 40 secondes, un noircissement égal à 1 ; avec une intensité $I = 20 i$ on aura en $1/20 \times 40 = 2$ secondes le même noircissement.

En présence d'écrans renforçateurs, il n'en est plus

de même. Si avec une intensité i on obtient en 40 secondes un noircissement égal à 1 ; avec une intensité $I_1 = 20 i_1$ on aura le même résultat non plus en 2 secondes mais en 1,4 seconde par exemple si $p = 0,9$.

Donc avec une intensité 20 fois plus grande quand on emploie les écrans renforçateurs, le temps de pose doit être plus de 20 fois plus petit et dépend de la valeur de p .

Pour une valeur de $p = 0,93$, le fait d'augmenter l'intensité de 5, 10, 20, 30 fois entraîne une augmentation du pouvoir renforçateur qui se trouve multipliée par les coefficients 1,13, 1,19, 1,25, 1,3.

Pour la valeur de $p = 0,9$ les coefficients correspondant sont : 1,2, 1,29, 1,41, 1,5.

Ces chiffres montrent que la variation du pouvoir renforçateur par suite de la variation du rapport des facteurs intensité et temps de pose peut être très important.

Le pouvoir renforçateur est toujours plus élevé quand on augmente l'intensité et réduit le temps de pose.

M. MASSIOT a récemment présenté à la Société de radiologie médicale de Paris des écrans renforçateurs dont l'activité renforçatrice est sensiblement supérieure à celle des écrans au tungstate de calcium :

3 fois $1/2$ de 40 kVs. à 50 kVs. max.

2 fois $1/2$ de 60 kVs. à 80 kVs. max.

2 fois au delà de 80 kVs. max.

Ces écrans, de fabrication anglaise (Fluorazur) sont à base de sulfure de zinc qui donne lieu à une lumière de fluorescence violacée dont le spectre est compris entre 4.900 et 4.100 unités angströms avec un maximum situé entre 4.500 et 4.400.

Leur rémanance est négligeable.

La finesse de leur émulsion n'est peut-être pas aussi grande que celle des écrans habituels, mais il faut avoir soin d'utiliser des cassettes donnant une parfaite adhérence, car la luminosité très intense de la couche fluorescente peut donner lieu à un léger halo si l'adhérence n'est pas absolue.

Nous n'avons pas encore expérimenté ces écrans dont l'emploi est particulièrement intéressant en radiographie pulmonaire.

L'écran renforceur réduit donc la pose dans des proportions considérables. Son emploi rend possibles les temps de pose très brefs nécessités par la radiographie pulmonaire. Son utilisation amène malheureusement un flou dans l'image, flou dû à la grosseur du grain de l'écran.

« Le grain plus ou moins grossier de l'écran, dit
« Meyer, (et l'écran est d'autant plus sensible que
« le grain est plus grossier) nuit à la finesse de l'image.
« Le grain d'un écran est environ 50 fois plus gros
« que celui du bromure d'argent. Dans l'intention
« d'obtenir une image plus fine, certains radiologues
« éminents font leurs clichés pulmonaires sans l'em-
« ploi d'écran renforceur, lorsque le dépistage

« d'une lésion incipiens leur paraît important. Si le « contraste y perd, la netteté y gagne. »

CHANTRAINE estime que l'écran renforçateur amène dans l'image radiographique une imprécision de 0 mm. 2 et qu'on arrivera guère à la réduire à moins de 0 mm. 1.

Ce flou, dû au grain de l'écran, ne peut actuellement être diminué.

Mais il convient d'écarter un autre facteur de flou, accidentel celui-là, dû à un défaut d'accolement entre le film et l'écran renforçateur. Il est nécessaire que l'écran et le film soient en contact intime sur toute leur surface. Dans ce but, il faut éliminer les écrans renforçateurs à verni superficiel (1) et les cassettes défectueuses. La cassette n'a pas pour rôle essentiel de contenir film et écrans mais de les appliquer fortement les uns sur les autres ; beaucoup de celles que l'on trouve dans le commerce sont défectueuses à ce point de vue. Il importe d'employer des cassettes à serrage très puissant et il est nécessaire que le serrage soit homogène sur toute la surface du film.

LES ÉMULSIONS RADIOGRAPHIQUES

PRÉLIMINAIRES. — L'image photographique est

(1) Le vernis des écrans renforçateurs peut être disposé de deux façons : ou il sert de milieu de cohésion enrobant les grains de Tungstate de calcium ou bien il recouvre la matière fluorescente. Cette dernière solution est mauvaise : elle amène du flou dans l'image et elle diminue le pouvoir renforçateur de l'écran.

formée par l'énergie des rayons visibles, émis, transmis ou réfléchis par l'objet qu'elle reproduit, et absorbés par l'émulsion sensible. Abstraction faite des couleurs, l'image photographique est sensiblement égale à l'image visuelle mono-oculaire, l'image stéréo-photographique correspondant à l'image visuelle normale.

L'image radiographique est formée par l'énergie absorbée des rayons X invisibles ayant traversé le corps étudié. Dans la pratique, l'action des rayons X se trouve renforcée par la lumière fluorescente des écrans employés. Une radiographie ne correspond donc nullement à l'image visuelle du corps envisagé, mais plutôt à sa composition interne sous le rapport de sa plus ou moins grande opacité aux rayons X.

En réalité, la radiographie traduit par des noircissements proportionnels et pouvant être différenciés, les quantités de rayons ayant traversé les diverses parties de l'objet.

Toute différence dans le noircissement de la couche radiosensible correspond à une différence dans la quantité de rayons X sortants, ou en d'autres termes à une différence dans le degré d'opacité de l'objet étudié.

NOIRCISSEMENT. — *Principe.* — Une couche radiosensible exposée aux rayons X ne montre aucune modification apparente. Cependant, l'émulsion a été le siège de certaines réactions, car le développement ultérieur change les grains de bromure

d'argent exposés en argent métallique. De latente qu'elle était, l'image est devenue apparente.

Il existe plusieurs hypothèses pour expliquer la formation de l'image latente dans une émulsion photographique. Aucune ne donne une explication définitive, bien qu'il soit évident que seule l'énergie des rayons absorbés par la couche sensible peut donner lieu à une modification de celle-ci.

Citons pour mémoire la théorie des germes d'argent et celle des sous-haloïdes. Selon la première, du brome se séparerait aux endroits exposés, du bromure d'argent avec formation de minuscules noyaux d'argent dans le grain de bromure d'Ag. Ceux-ci augmenteraient la réductibilité du bromure d'argent excité dans le développement. La deuxième théorie pose la formation d'une sorte de sous-bromure d'argent aux endroits exposés.

La théorie photo-électrique, plus récente, semble remporter les suffrages. D'après celle-ci, les rayons libèrent des électrons du bromure d'argent : il y a passage d'un électron de l'ion Br à l'ion Ag. Il se produit un champ électrostatique négatif autour de la molécule de bromure d'Ag. exposée et chargée positivement. L'image latente se serait autre que ce système ionisé. Par le développement, l'énergie potentielle de l'image latente est utilisée pour la réduction du bromure d'argent ; il y a formation d'argent métallique.

L'action des rayons X est *en principe* identique à celle des rayons lumineux. La seule différence est



Fig. 14 a.

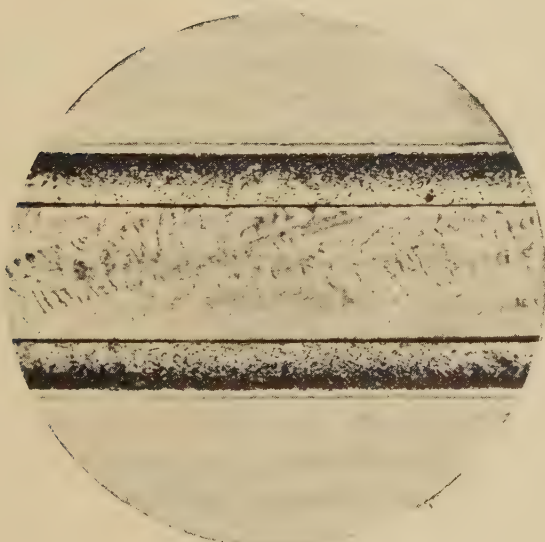


Fig. 14 b.

d'ordre quantitatif. La figure 14 montre des micro-photos d'émulsions exposées, l'une (a) aux rayons X, l'autre b) aux rayons lumineux visibles. Les grains d'argent noirs de la première sont à peu près uniformément répartis dans toute la masse, alors que dans la seconde le noircissement diminue nettement avec la profondeur. Les rayons X agissent sur toute la profondeur de l'émulsion, alors que les rayons lumineux visibles agissent plutôt sur la surface. Il s'ensuit qu'en radiographie, il n'y a pas d'inconvénient à superposer plusieurs films, ni à employer des films émulsionnés sur les deux faces.

Sensitométrie. — Le but de la sensitométrie est de contrôler et de déterminer les caractéristiques des émulsions sensibles, et, en particulier, leur sensibilité.

Rappelons que le noircissement est dû à l'énergie rayonnée, absorbée par l'émulsion. Il dépend de l'intensité et de la quantité des rayons absorbés et croît avec le logarithme de la durée d'exposition ; cependant, l'allure de la courbe étant la même pour des rayons de dureté différente, on peut négliger leur qualité. Il reste donc deux facteurs variables : l'intensité et la durée du rayonnement.

Dans la pratique, on détermine le noircissement en fonction du temps d'exposition, le mA. et kV. étant maintenus constants. Pour tracer la courbe de noircissement ou de gradation, on emploie un système de coordonnées : sur l'ordonnée, on porte les noircissements successifs (exprimés en log. de la densité)

obtenus avec des temps d'exposition croissants, dont le logarithme est porté sur l'abscisse.

La figure 15 montre la courbe de noircissement de l'émulsion Super Rapid Spécial, sous 10 mA., 70 kV. max et filtre 1 mm. cu.

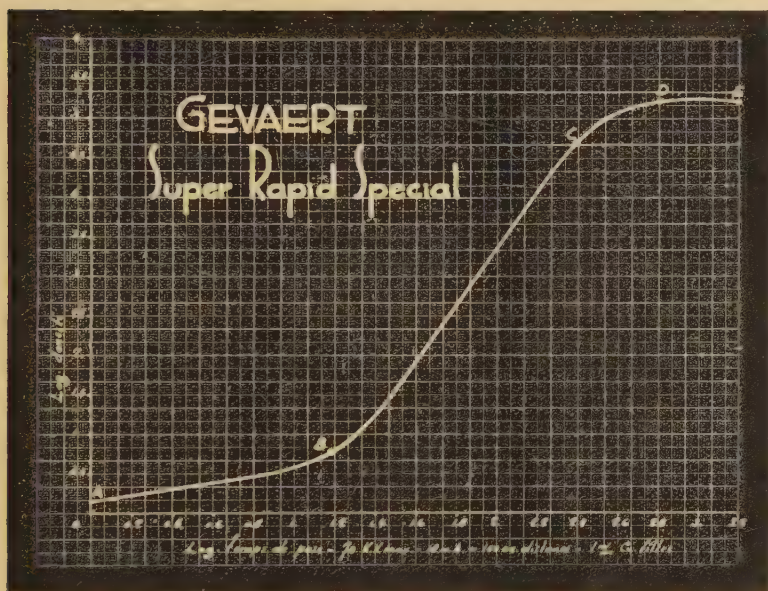


Fig. 15.

Pour obtenir cette courbe, on expose plusieurs plages d'une partie de film avec des temps de pose croissants et sous des kV. et mA. constants. On expose d'abord pendant un temps dont le log. est 0,2 puis une autre plage pendant un temps dont le log. est 0,4 et ainsi de suite jusqu'à ce qu'on obtienne suffisamment de points-données pour tracer la courbe.

L'allure de la courbe de noircissement donne des indications précieuses sur les propriétés de l'émulsion. Elle apprend qu'à un temps d'exposition 0 correspond un certain noircissement qui représente le voile chimique de l'émulsion.

La courbe est d'abord faiblement inclinée entre A et B ; c'est la région de la sous-exposition. Puis, elle s'élève proportionnellement au log. du temps d'exposition, cette ligne droite B-C correspond à l'exposition normale. A partir de C, l'inclinaison décroît pour s'arrêter à D : c'est la région de la sur-exposition. Enfin la courbe descend et représente la solarisation.

En étudiant de plus près la courbe de l'émulsion Super Rapid Spécial, on constate qu'à une exposition dont le log. = 1,2 correspond une densité de log. = 0,75 et, pour une exposition à log. = 2,2, la densité est de log. = env. 4,25. Il en résulte qu'à une différence d'exposition dont le log. est égal à 1, correspond une différence de densité (contraste) dont le log. est env. 3,5. Le noircissement ou le contraste croît donc 3,5 fois plus vite que l'exposition.

L'inclinaison, c'est-à-dire la pente plus ou moins raide de la partie droite, ou le gamma du film (1), donne la grandeur du contraste : pour une différence donnée du temps d'exposition la différence des noircissements (ou le contraste) est d'autant plus élevée

(1) On appelle gamma d'une émulsion la tangente de l'angle formé par la courbe de noircissement et l'abscisse, la progression des deux coordonnées étant la même.

que l'inclinaison est plus forte ou le gamma plus élevé.

Dans la pratique, le noircissement du cliché radiographique correspond à la partie supérieure de $a-b$ et à la partie inférieure de $b-c$.

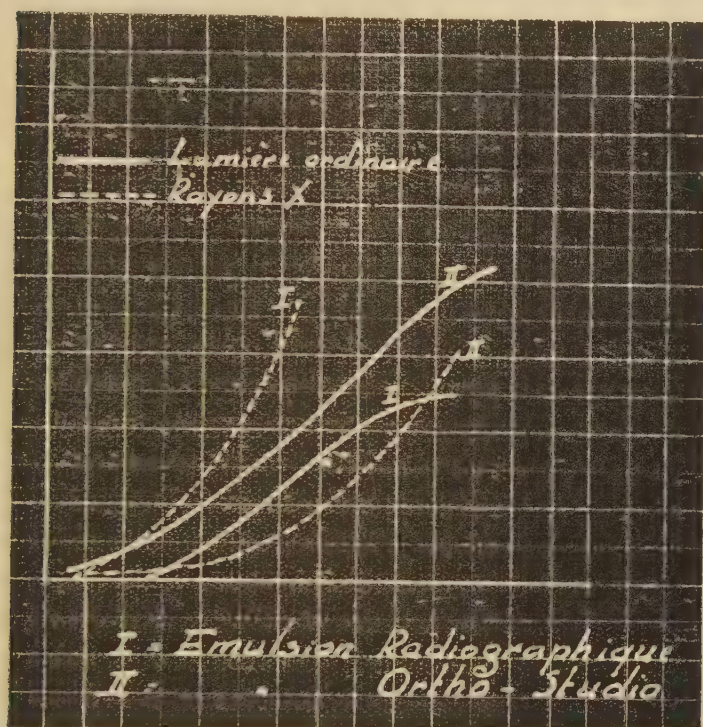


Fig. 16 a

On a proposé d'utiliser toute la partie droite $b-c$ de la courbe et de tirer, ainsi, parti de tout l'intervalle de contraste. Comme les négatoscopes courants ne pourraient servir à l'examen de clichés aussi denses, on emploierait un négatoscope spécial. Ce

négatoscope serait à faible éclairage intérieur général, mais pourvu d'une lampe très puissante qu'on promènerait aux parties à étudier. L'inconvénient de cette méthode est d'exiger des temps d'exposition assez longs. Aussi n'est-elle guère intéressante actuellement, bien qu'elle soit à retenir pour le moment où les émulsions radiographiques auront une sensibilité telle qu'elles ne demandent pour le noircissement voulu que des expositions égales à celles appliquées jusqu'à ce jour.

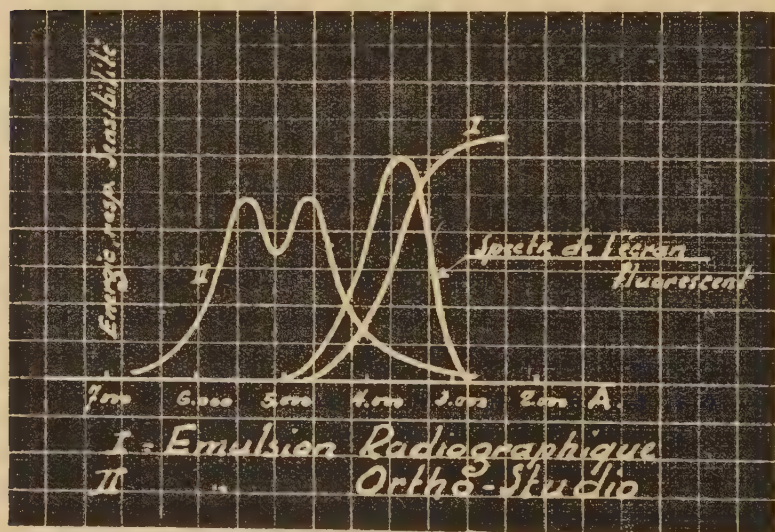


Fig. 16 b.

Remarquons enfin que les émulsions radiographiques n'ont pas de sensibilité utilisable pour la lumière du jour, et encore moins pour la lumière artificielle. Inversement, les émulsions photogra-

phiques du commerce, surtout les sortes très sensibles panchromatiques ne peuvent être utilisées en radiographie. La figure A de la figure 16 donne les courbes de noircissement d'une émulsion radiographique (I) et d'une émulsion photographique (II) exposées aux rayons X et lumineux. La figure B donne la sensibilité de ces deux émulsions pour tous les rayons entre 7000 et 2000 Å, elle montre clairement la position du spectre de la lumière fluorescente des écrans de tungstate de Ca.

FABRICATION. — Le film se compose de deux parties : l'émulsion étendue sur l'une ou les deux faces du support.

Le support. — Le support du film est soit à base de nitrocellulose soit à base d'acétylecellulose. Dans le premier cas le film est très inflammable et doit être conservé et utilisé avec des précautions spéciales. Dans le second cas le film est dit « de sécurité » (Safety) parce qu'il est ininflammable.

Un bon support doit avoir une transparence très grande et uniforme et n'avoir aucune action sur l'émulsion ni avant ni après l'exposition. Les supports modernes sont légèrement bleutés : les contrastes s'en trouvent accrus et la lecture facilitée. Le support bleu est particulièrement précieux dans tous les cas où il s'agit d'étudier des régions très faiblement nuancées ou bien d'examiner un grand nombre de clichés en série.

L'émulsion. — L'émulsion sensible se compose

de gélatine contenant des grains de bromure d'argent en suspension.

Les principales matières premières sont le nitrate d'argent, l'iodure ou le bromure de potassium et la gélatine.

On commence par dissoudre la gélatine dans l'eau à température modérée, on y ajoute le nitrate d'argent ainsi que l'un des sels de potassium cités. Il se forme dans la solution de gélatine des sels d'argent (bromure ou iodure d'argent) ainsi que des sels (nitrates de potassium e. a.) solubles dans l'eau. Les sels d'argent microscopiques, ne se déposent pas, mais restent en suspension dans toute la masse de la gélatine : on a obtenu une solution colloïdale. C'est l'émulsion sensible.

Toutefois, la sensibilité de cette émulsion est si petite qu'elle est inutilisable dans la pratique. Pour augmenter la sensibilité, on soumet l'émulsion à une « maturation » en la portant à une température élevée et en utilisant de l'ammoniaque. L'augmentation de la sensibilité est accompagnée d'un grossissement des grains de bromure d'argent ; aussi ne peut-on pousser la maturation au-delà d'une certaine limite.

On arrête la maturation en refroidissant et en solidifiant l'émulsion, laquelle est, ensuite, coupée en petits morceaux et lavée pour être libérée des sels superflus. L'émulsion ainsi purifiée est alors fondue à nouveau et étendue, dans une machine spéciale sur le support. Le film passe immédiatement par un

réfrigérateur (dans lequel l'émulsion refroidie par la glace, se solidifie) et un séchoir.

Les bandes de films obtenues sont enfin coupées aux formats voulus, triées et marquées, elles sont enfin emballées.

Toute fabrication se passe dans l'obscurité où à la lumière de lampes inactiniques rouge sombre. Des précautions spéciales sont prises pour prévenir la moindre modification dans la température et l'état hygrométrique des salles. Il va de soi que toutes les phases de fabrication sont réduitièrement et rigoureusement contrôlées.

CHAPITRE IV

GÉNÉRATEURS

Plusieurs types de générateurs à rayons X ont la puissance suffisante pour la prise de radiographies pulmonaires.

Les uns utilisent le courant haute tension fourni par un transformateur branché sur le courant alternatif du secteur. Mais la haute tension ainsi obtenue est du type alternatif et il est nécessaire d'envoyer dans l'ampoule un courant de polarité constante. Ces générateurs comportent donc en dehors du transformateur un dispositif qui autorise le passage dans l'ampoule de la phase choisie et le redressement de la phase suivante. Ce dispositif est mécanique (contact tournant) ou électromagnétique (Kénotron). Un transformateur sous-volteur assure le chauffage du filament cathodique de l'ampoule.

Les générateurs à contacts tournants ou à 4 Kénotrons montés en pont de Wheastone fournissent la puissance nécessaire à la téléradiographie

pulmonaire rapide. Leurs possibilités sont identiques. Le mode de redressement n'a pratiquement aucune influence sur les résultats radiographiques. Branchés sur une bonne ligne basse tension, ces générateurs peuvent débiter :

- 500 milliampères sous 70 kilovolts ;
- 300 milliampères sous 100 kilovolts ;
- 200 milliampères sous 120 kilovolts.

Ces générateurs ont un gros inconvénient ; leur solidarité absolue avec la ligne basse tension alimentant le transformateur : tous les défauts dans l'établissement de cette ligne, toutes les utilisations de force autres que celles du générateur troublent la marche de ce dernier.

Cet inconvénient se traduit par une *chute de tension* : La tension aux bornes de l'ampoule pendant la prise du cliché (tension en charge) est inférieure à la tension indiquée à vide (tension maxima). Cette chute de tension ne modifie pas seulement la qualité de rayonnement. Elle entraîne d'importantes variations dans le transformateur de chauffage du filament donc dans le débit électronique.

« Il serait préférable, dit WOLFERS, d'alimenter le
« filament avec une batterie d'accumulateurs placée
« sur un support soigneusement isolé : le courant
« resterait alors beaucoup plus constant et nous
« avons vu que de très petites fluctuations de ce
« courant suffisent pour modifier beaucoup le cou-
« rant thermoïonique émis par le filament et par
« suite aussi l'intensité de rayonnement. »

La chute de tension est évidemment variable avec l'installation radiologique. Pour une même installation, elle varie, toutes conditions étant égales d'ailleurs. Il est impossible de la chiffrer de façon précise. Elle est en particulier fonction du débit et sa valeur augmente quand on augmente ce dernier. C'est dire qu'elle est particulièrement importante quand, comme c'est le cas en radiographie pulmonaire, on demande au générateur un *gros débit instantané*.

Cette chute de tension entraîne une différence de valeur photographique des clichés pris d'un même sujet avec les mêmes constantes du tableau de commande. Elle rend difficile et fausse la comparaison des radiographies prises au cours de l'évolution d'une maladie pulmonaire.

Nous avons vu que l'un des avantages de la radiographie est de contrôler automatiquement les étapes évolutives du mal. Ce contrôle automatique doit viser à la perfection. Les radiographies successives prises à intervalles d'un mois, un an, 5 ans, ou plus doivent présenter la même valeur photographique. Leurs contrastes, leur richesse en détails, doivent être rigoureusement les mêmes.

Dans certaines installations : le courant fourni par le secteur est régulier, la ligne d'arrivée est de forte section et autorise un gros débit, elle est correctement installée et son usage est limité à la seule installation radiologique, le générateur est placé à côté de l'utilisation, le branchage de l'ampoule ne nécessite qu'une longueur minime de fil. Dans ces conditions, la chute

de tension peut être minime. Elle ne gêne pas. Le générateur type contacts tournants ou 4 kénotrons est indiqué.

Très souvent, il n'en est pas de même. La chute de tension de 10 à 15 % peut même atteindre 30 à 40 % elle varie dans le temps avec les variations du courant du secteur, le démarrage des moteurs branchés sur la même ligne.

Parfois le courant du secteur est continu et l'utilisation du générateur à contacts tournants ou 4 kénotrons nécessite l'emploi d'une commutatrice d'où limitation de puissance.

Dans tous ces cas, il est nécessaire de posséder un générateur indépendant du courant du secteur lors de la prise du cliché. C'est la raison qui a amené les constructeurs à la conception d'un autre type de générateur, le générateur à condensateur.

Générateur à condensateur. — Il n'est pas toujours possible avec les générateurs vus plus haut de posséder instantanément une puissance élevée. Il était intéressant de mettre au point un générateur capable d'accumuler en un temps quelconque une certaine quantité d'énergie qu'il pourrait restituer instantanément.

Le générateur à condensateur a cet avantage : il peut se charger lentement avec une faible puissance et se décharger rapidement à puissance élevée.

La charge du générateur est effectuée grâce au courant du secteur. La ligne d'arrivée de ce courant n'a pratiquement plus d'importance. Le débit qu'elle

autorise n'influence que la durée de la charge du condensateur qui est indifférente. Du reste, la consom-

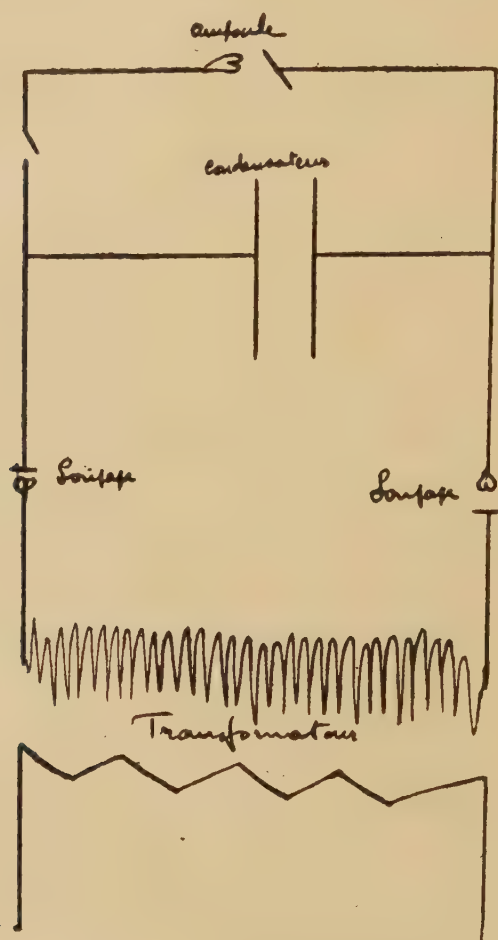


Fig 17.

mation électrique pendant l'accumulation n'est que de quelques ampères. A l'hôpital Laënnec, le géné-

rateur à condensateur Philipps est alimenté avec une ligne de 15 /10^e soit avec une section égale à celle d'un fil de lampe de bureau. La charge du condensateur est obtenue en 10 à 15 secondes. Le montage correspond au croquis. Le secondaire du transformateur est relié aux armatures du condensateur par l'intermédiaire de deux soupapes électroniques. Un réglage précis de la tension primaire permet d'obtenir quelle que soit la tension du réseau un potentiel de charge correct et exactement conforme à la tension choisie. La précision du réglage du potentiel de charge a une importance capitale.

Le condensateur ayant été chargé à une certaine tension accumule une certaine quantité d'électricité qui est égale au produit de sa capacité par la tension $Q = CV$.

Dans sa décharge, le condensateur va libérer cette quantité d'électricité en une courte fraction de seconde.

La décharge du condensateur s'effectue différemment selon le type du générateur utilisé. Dans certains générateurs comme ceux construits par la Maison Massiot et la maison Philipps, la décharge s'effectue à intensité constante avec utilisation dans certaines limites de tension. Dans un second type, le « Cumulix » de la Compagnie Générale de Radiologie la décharge se fait à intensité et à tension variables avec utilisation dans certaines limites de tension et d'intensité.

Décharge à intensité constante. — Dans ce type de

générateur, le chauffage du filament cathodique de l'ampoule est préalable à la décharge du condensateur. La quantité d'énergie accumulée par le condensateur peut s'écouler en un temps variable selon l'intensité de chauffage du filament. L'intensité de décharge a une valeur sensiblement constante dans la mesure où l'intensité de chauffage reste invariable. La durée de décharge correspondra au quotient

$$T = \frac{Q}{I}.$$

Au cours de la décharge, la tension initiale de charge ne se maintient pas mais décroît. Tant que le potentiel reste supérieur ou égal à 60 kilovolts environ, l'activité des écrans renforceurs permet une impression photographique convenable. Au delà de cette valeur, la tension devenant très faible, l'activité renforçatrice devient négligeable et l'énergie dépensée dans l'ampoule reste inopérante. Seule la quantité d'énergie comprise entre le potentiel maximum de charge et 60 kilovolts se trouve donc utilisée.

Le générateur Massiot répond à cette conception. Il peut être établi pour 3 gammes de tension distinctes :

1^o Rayonnement compris entre 60 et 80 kilovolts.

2^o Rayonnement compris entre 80 et 120 kilovolts.

3^o Rayonnement compris entre 60 et 120 kilovolts : cet appareil comporte plusieurs condensateurs qu'il est possible de coupler différemment selon les besoins de l'utilisation.

Lorsque la charge du condensateur est atteinte, un

dispositif automatique commande un interrupteur haute tension qui décharge alors le condensateur sur le tube. Chaque condensateur est surmonté d'une self de décharge dont le but est d'éviter la formation d'oscillations de haute fréquence dans le circuit d'utilisation. Ces oscillations pourraient, en effet, provoquer une surtension capable de détériorer l'ampoule.

La durée de décharge est fixée de $5/100^e$ à $7/100^e$ de seconde. Ce temps est fixe qu'il s'agisse d'un thorax de face ou de profil. Selon l'épaisseur de l'individu on fera varier la tension ou la distance anticathode-film.

Décharge à intensité variable. — Dans ce second type, c'est la surchauffe momentanée du filament cathodique de l'ampoule qui permet la décharge du condensateur. La durée et l'intensité du courant de chauffage du filament déterminent le temps de pose.

Le générateur « Cumulix » construit par la Cie Générale de Radiologie est basé sur ce principe : les condensateurs sont chargés à une tension réglage d'avance entre 40 et 85 kilovolts à 1 kilovolt près.

Pendant la période de charge, l'ampoule est déjà électriquement connectée au condensateur mais aucun courant ne la traverse car son filament n'est pas chauffé. Les condensateurs sont ensuite déchargés rapidement dans l'ampoule par allumage du filament à l'aide d'une impulsion du courant de chauffage produite par un contacteur spécial. On peut, selon l'intensité et la durée du courant de chauffage, faire varier le temps de pose entre 2 et $10/100^e$ de seconde.

CHAPITRE V

POSITIONS DU MALADE

Nous avons vu que l'examen radioscopique doit toujours précéder la prise du cliché. Il facilite également le centrage de l'ampoule par rapport au sujet. Il conduit parfois à placer le sujet dans la position oblique qu'il a montré plus favorable à la vue de la lésion, mais ce cas est rare et il existe quatre positions classiques pour la radiographie du thorax : la position de face, la position de dos et les deux profils.

L'interprétation des clichés est assez délicate par elle-même pour qu'on ne la complique pas en employant d'autres incidences qui entraînent des images de sommation différentes et de lecture complexe.

La *position de dos* est rarement utilisée. Il est logique de l'employer lorsque l'examen de profil a montré une lésion postérieure qui se trouve ainsi plus près du film.

La *position de face* est la plus fréquemment utilisée :

Le sujet tourne les bras en rotation interne, les paumes des mains en dehors, de façon à effacer le plus possible les omoplates mais il est nécessaire de lui recommander de laisser tomber les épaules pour mieux dégager les sommets. Le rayon normal tombe au milieu de la colonne vertébrale au niveau de l'union de l'ombre cardiaque et de celle du pédicule cardio-vasculaire (environ 6^e vertèbre dorsale). Après avoir diaphragmé sur la région cardio-vasculaire, on porte l'ampoule à la distance de téléradiographie choisie en recommandant au sujet de rester immobile. Puis, la cassette remplace l'écran radioscopique et est placée aussi près que possible de la face antérieure du thorax.

La radiographie est impressionnée en apnée, en inspiration moyenne.

Que ce soit de face, de dos ou de profil, la radiographie pulmonaire doit, à moins d'empêchement absolu être prise *sur le sujet debout*.

Seul, CHANTRAINE préfère pratiquer ses radiographies de thorax en position couchée :

« Si l'on fait les radiographies dans la position
« couchée, on a toutes sortes d'avantages. Les parties
« inférieures des poumons masculins, surtout chez
« les gens un peu gras sont souvent très noirs dans les
« radios par rayons mous alors que les parties supé-
« rieures sont plutôt trop claires. Ceci provient de la
« trop forte inspiration. Les parties inférieures des
« poumons sont beaucoup trop claires si on fait les
« radios en expiration. Par les radios en position

« couchée, on peut faire inspirer convenablement et
« l'inspiration n'est pourtant pas trop profonde parce
« que le poids du corps empêche l'exagération. Dans
« les radiographies par rayons mous des poumons
« féminins on est souvent gêné par l'ombre des seins
« parce que le noircissement est trop peu intense
« dans la région mammaire. Dans les radios en
« position couchée il faut écarter les seins. On ne
« voit aucune ombre mammaire dans la région pul-
« monaire. Couché, le corps du malade est en général
« un peu plus calme que debout, de sorte qu'un
« manque de netteté provoqué par de menus mou-
« vements est moins à craindre. L'ombre de l'omo-
« plate qui tombe très souvent dans le poumon et
« gêne beaucoup est projetée dans les radios couchées
« tout à fait en dehors du poumon (excepté chez des
« gens très étroits) uniquement parce qu'on laisse
« pendre les bras. Debout on peut aussi réussir à
« sortir de l'ombre de l'omoplate. Mais ceci demande
« beaucoup d'attention et de peine. En radiologie,
« ce sont les choses qui se font d'elles-mêmes sans
« attention ni peine qui réussissent le mieux. Pour
« les radios couchées on peut mettre le tube au pla-
« fond. Il n'y a qu'à déplacer de 10 cm. le bord supé-
« rieur du châssis si l'on radiographie un enfant
« à la place d'un adulte, le léger déplacement du bord
« supérieur du châssis suffit pour pouvoir centrer le
« rayon central sur la 5^e vertèbre dorsale. Le déplace-
« ment des tubes pour la radio en position debout a ses
« inconvénients. La plupart des statifs ne permettent

« pas des mouvements sans légère vibration. Par les
 « petites vibrations fréquentes, il se détache quel-
 « quefois au courant du temps un des contacts pour
 « le moteur de l'anticathode tournante. Mais une
 « radiographie avec anode arrêtée détruit la rotalix.
 « Il faut donc constamment surveiller les contacts
 « pour le moteur de la rotalix afin que le contact soit
 « toujours bon. Il faut toujours préférer une manière
 « de travailler n'exigeant pas une attention tout à
 « fait spéciale.

Les arguments de Chantraine sont d'ordre radio-
 logique mais il existe de sérieux arguments cliniques
 contre l'emploi de la position couchée en radiogra-
 phie thoracique. Ces arguments sont exposés dans
 l'Atlas d'Arnaud-Delille et Lestoequoy :

« Faute de mieux, on pratique parfois l'examen
 « en couchant l'enfant le dos sur le film, l'ampoule
 « étant placée au-dessus de lui (1). Cette technique
 « est mauvaise parce que la masse intestinale et
 « hépatique refoule le diaphragme et parce que le
 « cœur s'étale, ainsi que les gros vaisseaux, au lieu
 « d'être pendant dans la cage thoracique. Les images
 « sont ainsi profondément déformées, le pédicule
 « vasculaire cardiaque prend une largeur considé-
 « rable qui peut faire croire à une hypertrophie gan-
 « glionnaire ou thymique qui n'existe pas.

« Le nourrisson sera donc radiographié en position

(1) Dans la technique de CHANTRAINE, le malade est couché sur
 le ventre, la face antérieure du thorax étroitement appliquée à la
 cassette. Les inconvénients restent les mêmes.

« verticale, suspendu dans un appareil ad hoc, sorte
« de sac, ou attaché sur la planche de Barret.

« La radiographie normale d'un nourrisson vu de
« face, doit donner une image cardiaque nette, à
« bords tranchants. Le pédicule vasculaire doit être
« petit et ne doit pas déborder la masse des corps
« vertébraux, en tous cas ne pas atteindre l'extré-
« mité des apophyses transverses. Ceci sous-entend
« que la radiographie est prise pendant une inspira-
« tion et non pendant l'expiration forcée d'un enfant
« qui crie. »

La *position de profil* n'est pas à l'heure actuelle aussi fréquemment employée qu'elle le mérite. Il est très souvent utile de posséder, sous une autre incidence, un aperçu de l'anomalie constatée de face et le profil est alors la vue la plus logique et celle qui, en général, renseigne le mieux. En dehors de ces cas, il est souvent intéressant de pratiquer systématiquement la radiographie de profil.

« A quelques jours d'intervalle, dit d'Hour, il
« nous a été donné d'examiner deux enfants chez les-
« quels la radiographie frontale était presque nor-
« male, les radiographies en lordose montrant chacune
« une image bosselée cunéiforme identique chez les
« deux enfants. Les radiographies en position trans-
« verse nous montrèrent chez l'un des enfants une
« séissurite séquelle d'une pleurésie ancienne, chez
« l'autre une densification du lobe moyen. Sans radio-
« graphie transverse, il nous aurait été impossible
« d'arriver à un diagnostic précis.

« D'un autre point de vue, ajoute plus loin le
« même auteur, quand il s'agit d'intervenir chirur-
« gicalement, dans les pleurésies enkystées ou dans
« les abcès du poumon, la grande supériorité des
« radiographies transverses bien centrées sur la
« lésion, c'est qu'elles permettent un repérage précis
« indispensable pour l'intervention chirurgicale. Les
« radiographies en oblique ne permettent pas ce
« repérage mathématique.

Tel est l'un des arguments qui nous fait préférer la transverse à l'oblique encore fréquemment employée. Sans doute la radioscopie montre parfois la nécessité d'une oblique qui seule met la lésion en évidence (zone de décollement d'un pneumothorax, par exemple). Mais ces cas sont rares et radiographie de face et de profil se complètent parfaitement pour définir l'aspect et l'étendue d'une lésion.

L'oblique amène du reste des difficultés d'interprétation que signalent Armand DELILLE et LESTOCQUOY à propos du diagnostic radiologique de l'A. T. B.

« Une grande partie des masses ganglionnaires
« péribronchiques, les ganglions intertrachéobron-
« chiques étant absolument invisible sur une radio-
« graphie prise de face, on a demandé à l'examen en
« position O. A. D. d'apporter des précisions nou-
« velles.

« Mais l'examen radiographique en position O. A. D.
« comporte des causes d'erreur et la faveur dont il
« jouit est très relative. S'il est écrit, dans tous les
« livres classiques et dans tous les ouvrages qui

« traitent de d'A. T. B. que l'examen en position
« O. A. D. montre nettement la présence d'ombres
« pathologiques, arrondies, dans le médiastin au
« niveau des 5^e et 6^e vertèbres dorsales, en revanche
« il est absolument exceptionnel de voir, dans le
« dossier d'un malade, une radiographie en oblique
« accompagner la classique radiographie de face.

« L'explication en est simple : sur toute radiogra-
« phie prise en position O. A. D. se remarquent au-
« dessus de la bifurcation trachéale, nettement
« visible sur un bon cliché, des masses d'ombres
« arrondies dont il est, à première vue, impossible de
« préciser la valeur. Cette constatation ne peut
« servir à nier la valeur de la radiographie prise en
« oblique dans le diagnostic d'une A. T. D. volumi-
« neuse (l'ombre portée par des images ganglionnaires
« intertrachéo-bronchiques est parfois si importante
« qu'aucune discussion ne peut être soulevée) mais
« elle présente le très grave inconvénient de faire
« soupçonner des adénopathies médiastines qui
« n'existent pas et d'être, de ce fait, inutilisable dans
« la très grande majorité des cas.

« Nous avons donc été conduits à rechercher avec
« Robert LEHMANN, des éléments nouveaux dans
« la radiographie prise de profil. De profil, sur un
« sujet normal indemne d'A. T. B., nous n'avons
« plus retrouvé au niveau de D₄ ces gênantes ombres
« en taches qui rendent mal lisibles les radiographies
« prises en O. A. D. De profil et en utilisant la position
« de SÉNÉCHAL — bras rejetés en A. R., thorax légère-

« ment incliné en avant — le médiastin dans son
« ensemble apparaît dans toute sa largeur et non
« rétréci comme dans la position oblique. Il est clair
« et c'est plus bas au niveau de D₇ et D₈ c'est-à-dire
« au-dessous de la bifurcation trachéale qu'apparais-
« sent des faisceaux d'ombres linéaires alternant
« avec des faisceaux clairs étalés en pinceaux,
« ombres et clartés irradiant à partir d'un point qui
« semble correspondre à l'oreillette gauche. Ces
« ombres linéaires sont facilement lisibles. Elles ne
« rappellent en rien les ombres arrondies portées
« par des masses ganglionnaires. »

Pour avoir toute sa valeur, la position transverse doit être un profil parfait, le plan du sujet étant exactement perpendiculaire au plan de l'écran. Le thorax doit être légèrement incliné en avant, les bras levés en l'air et légèrement en arrière, les avants-bras venant se superposer en arrière de l'inion (cette position efface suffisamment bras et épaules en assurant leur parfaite immobilité).

A côté des positions de dos, de face, de profil qui doivent être couramment utilisées pour les ensembles du thorax, d'autres positions mettent plus particulièrement en évidence certaines zones thoraciques.

Les *sommets pulmonaires* sont bien dégagés dans la position de Colaneri (position penchée en avant de face, la tête en extension) ou dans celle d'Albers Schönberg (décubitus dorsal, tête en hypertension, ampoule inclinée du côté des pieds du sujet, rayon central tombant au niveau de la fourchette sternale.

Les *seissures* sont mises en évidence par la position lordotique de Fleischner (sujet debout en position frontale, tête en hyperflexion, occiput et épaules appuyées sur le cadre de l'appareil situé entre l'ampoule et le sujet, abdomen projeté en avant contre l'écran. En s'aidant des mains accrochées aux montants du cadre, le sujet diminue ou accentue cette position lordotique, l'ampoule restant en position moyenne ou légèrement élevée.

Les *culs de sac diaphragmatiques postérieurs* sont étudiés dans la position de d'Hour : « Le sujet faisant « face à l'ampoule, la région fessière est située contre « le bâti de l'écran, la poitrine est projetée en avant, « le dos est creux, la tête du sujet est rejetée en « arrière en hyperextension. »

*
* *

Du développement nous dirons seulement qu'il ne doit pas être conduit machinalement, montre en main, mais qu'il doit s'adapter à l'impression plus ou moins parfaite du film.

*
* *

L'interprétation doit toujours se faire sur le négatif sec et à la lumière d'un négatoscope.

CONCLUSIONS

L'examen radiologique du poumon doit toujours comprendre un *examen radioscopique* et la *prise de radiographies*, les deux modes d'investigation se complètent l'un l'autre.

L'examen radioscopique, qui doit précéder la radiographie, va montrer les incidences les plus favorables à cette dernière.

Examen radioscopique et radiographies doivent être réalisées par le médecin compétent et non par une infirmière ou un manipulateur comme la simplicité de manœuvre de l'appareillage moderne amène trop souvent à le faire.

Si l'examen radioscopique ne montre pas de lésion, il est nécessaire de prendre une radiographie.

Si l'examen radiologique (Radioscopie et Radiographie) a montré une anomalie quelconque de l'image pleuro-pulmonaire, il ne doit pas rester sans lendemain et doit être suivi d'examens radiologiques semblables à intervalles plus ou moins éloignés (ces intervalles étant fixés d'après le diagnostic et l'évolution clinique).

Les radiographies doivent être des téléradiographies instantanées impressionnées sur film très sensible à double émulsion, entre deux écrans renforceurs parfaitement coaptés au film par une cassette à serrage puissant et uniforme.

Au cours des examens successifs les radiographies doivent être prises dans les mêmes conditions de distance anticathode-film, de pose, de tension.

L'interprétation doit être faite sur les films négatifs qui seuls peuvent être comparés entre eux.

Les facteurs essentiels d'une bonne radiographie pulmonaire sont :

— L'instantanéité de la pose qui ne doit pas dépasser $5/100^e$ de seconde pour le thorax de face, $1/10^e$ de seconde pour le thorax de profil.

— La finesse de l'impact.

— La distance anticathode-film qui ne doit pas descendre au-dessous de 1 m. 50.

La qualité du rayonnement n'a qu'une importance secondaire mais il y aurait avantage à « standardiser » le rayonnement moyennement pénétrant pour les radiographies du thorax de face.

Ces trois facteurs conditionnent ligne et appareillage :

La ligne d'arrivée doit pouvoir fournir 50 ampères sous 220 volts à moins que le générateur utilisé soit un générateur à accumulation. Le générateur doit être au minimum un contact tournant ou un appareil à 4 kénotrons si la ligne basse tension a un débit constant, un générateur à condensateurs dans le cas

où cette ligne est irrégulière ou s'il s'agit de courant continu.

L'ampoule doit être soit une ampoule à anticathode rotative, soit une ampoule 10 kW. à anticathode fixe à foyer linéaire de Götze.

La minuterie doit être extrêmement précise et doit pouvoir compter les temps au $1/100^{\text{e}}$ de seconde près.

Vu : le Doyen
A. ROUSSY

Vu : Le Président de la thèse
Prof. STROHL

Vu et permis d'imprimer :

Le Recteur de l'Académie de Paris
S. CHARLÉTY

BIBLIOGRAPHIE

- BAUER. — Critique des nouvelles méthodes de la radiographie pulmonaire (*Société d'Electroradiologie de l'Est*, novembre 1932).
- LÉON BERNARD. — Débuts et arrêts de la tuberculose pulmonaire.
- BRONKHORST. — L'optimum du contraste et de la netteté en radiographie pulmonaire (*Société d'Electroradiologie de l'Est*, nov. 1932).
- BELOT et LEPENNETIER. — Anatomie radiographique du squelette normal.
- CHANTRAINE. — Sur l'importance du contraste dans les radiographies pulmonaires (*Société d'Electroradiographie de l'Est*, nov. 1932).
- CHANTRAINE et SCHULTE-TIGGES. — Fortschritte auf dem Gebiete der Lungenrontgenaufnahmen (*Beiträge zur Klinik der Tuberkulose*, septembre 1929).
- CHAUMET. — Traité de radiodiagnostic. Appareil respiratoire, Vigot.
- COTTENOT. — Sélecteur cardiorespiratoire (*Journal de Radiologie*, juillet 1933).
- Armand DELILLE, LESTOCQUOY, HUGUENIN. — Tuberculose pulmonaire et maladies de l'appareil respiratoire de l'enfant et de l'adolescent. Legrand.
- FRANKE. — Expérimentations comparatives sur l'influence de la sommation et de la diffusion sur la reproduction radiographique du poumon (*Société d'Electroradiologie de l'Est*, nov. 1932).
- GARCIN. — Anatomie radiologique du poumon (*Journal de radiologie*, mars 1922).

- GARCIN. — Les arborisations pulmonaires (*Journal de radiologie*, janvier 1924).
- GRANDGERARD. — Amenuisement des images bronchovasculaires par les rayons durs (*Société d'Electroradiologie de l'Est*, novembre 1932).
- GUNSETT, SICHEL, BOUTON. — De quelques techniques modernes de radiographie pulmonaire sans et avec antidiffuseur (*Société d'Electroradiologie de l'Est*, nov. 1932).
- HERDNER. — Les grands instantanés en radiographie. L'exactitude de leur mesure sur compteur précis gradué en $1/100$ de seconde (*Société de Radiologie*, 1930).
- D'HOUE. — La richesse en détails des radiographies de poumons éviscérés (*Sté d'Electroradiologie de l'Est*, nov. 1932).
- D'HOUE. — La Radiologie des scissures pulmonaires. Doin.
- HOLFELDER. — Diagnostic pulmonaire (*Sté d'Electroradiologie de l'Est*, nov. 1932).
- JAEGER. — Compteur de temps pour radiographies rapides (*Sté d'Electroradiologie de l'Est*, nov. 1932).
- LE PAGE. — Rayons durs et temps de pose rapides en téléradiographie pulmonaire (*Sté d'Electroradiologie de l'Est*, nov. 1932).
- LOPO DE CARVALHO, EGAS MONIZ, ALUN SALHANDRA. — Visibilité des vaisseaux pulmonaires. Angiopneumographie (*Journal de radiologie*, octobre 1932).
- MAINGOT. — Difficultés de la radiographie du thorax (*Sté d'Electroradiologie de l'Est*, nov. 1932).
- MASSOT. — Présentation d'un générateur à condensateurs (*Sté Radiologie Médicale de France*, février 1933).
- MARAGLIANO. — Les Radiographies pulmonaires avec les films émulsionnés d'un seul côté (*Sté de Radiologie de l'Est*, nov. 1932).
- MEYER. — De l'importance des images par sommation en radiographie pulmonaire (*Sté d'Electroradiologie de l'Est*, nov. 1932).
- NADAUD. — Contribution à l'étude de la radiographie pulmonaire par la méthode de Stéphani (*Sté d'Electroradiologie de l'Est*, nov. 1932).
- POITTEVIN. — Sur les possibilités d'obtention de temps de pose très courts (*Sté d'Electroradiologie de l'Est*, nov. 1932).
- PLUCHART. — Contribution à l'étude radiographique du thorax chez l'adulte en position de profil.

- STEPHANI. — La Tuberculose pulmonaire vue aux rayons X.
- STEPHANI. — Des mesures usuelles en radiographie pulmonaire (*Journal de radiologie*, mars 1928).
- STEPHANI. — A quelle distance doit-on radiographier le poumon ? (*Bulletin médical*, août 1928).
- STEPHANI. — De l'emploi de l'antidiffuseur pour les radiographies pulmonaires (*Journal de Radiologie*, juillet 1929).
- STEPHANI. — Les radiographies pulmonaires doivent-elles être faites avec des rayons durs ou mous (*Revue de La Tuberculose*, avril 1931).
- STEPHANI. — Les temps de pose adoptés actuellement en radiographie pulmonaire ne sont pas encore assez brefs (*Revue de La Tuberculose*, nov. 1931).
- STEPHANI. — De la brièveté du temps de pose en radiographie pulmonaire. Le temps de pose de 4, 3 et 2/100 de seconde sont actuellement atteints et vérifiés avec précision (*Archives d'Electricité Médicale*, nov. 1931).
- STEPHANI. — La technique des rayons durs et de l'antidiffuseur rotatif pour les radiographies pulmonaires (*Sté d'Electroradiologie de l'Est*, nov. 1932).
- STEPHANI. — Technique radiographique pulmonaire. *Montana Médical*, 1934.
- STEPHANI et JONIN. — Présentation d'une nouvelle ampoule radiologique permettant de satisfaire aux exigences actuelles de la technique pour la radiographie pulmonaire (*Montana Médical*, 1932).
- STEPHANI et MARCHAL. — De la suppression du filtre d'aluminium pour les radiographies pulmonaires. Méthode permettant de raccourcir le temps de pose (*Archives d'Electricité médicale*, déc. 1930).
- STEPHANI et MARCHAL. — Diagnostic radiologique de la tuberculose pulmonaire au début.
- VALLEBONA. — Radiographie du poumon par la technique de la microradiographie (*Sté d'Electroradiologie de l'Est*, nov. 1932).
- VAN DER PLAATZ. — Le rayonnement ultra-dur a-t-il raison d'être en diagnostic ? (*Sté d'Electroradiologie de l'Est*, nov. 1932).
- VAN PÉE. — Le radiodiagnostic précoce de la tuberculose pul-

monaire. Congrès National des Sciences. Bruxelles, juin 1930.

ZIMMERN et ARVANITAKIS. — Radiographie des lésions discrètes des poumons (*Journal de Radiologie*, janvier 1930).

ZIMMERN et JANÉ. — Réflexions sur la radiographie pulmonaire (*Sté d'Electroradiologie de l'Est*, nov. 1932).

IMPRIMERIE R. BUSSIÈRE. — SAINT-AMAND (CHER), FRANCE, 530-10-1934.
